



Réponse du membre pelvien d'un usager vulnérable lors d'un impact avec un véhicule motorisé Approche expérimentale et analyse éléments finis

Julien Cardot

► To cite this version:

Julien Cardot. Réponse du membre pelvien d'un usager vulnérable lors d'un impact avec un véhicule motorisé Approche expérimentale et analyse éléments finis. Modélisation et simulation. Université de la Méditerranée - Aix-Marseille II, 2006. Français. NNT : . tel-00545037

HAL Id: tel-00545037

<https://theses.hal.science/tel-00545037>

Submitted on 15 Dec 2010

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Université de la Méditerranée (Aix-Marseille II)
École Doctorale 353 – Physique, Modélisation et Sciences pour l'Ingénieur

THÈSE

pour l'obtention du grade de

Docteur de l'Université de la Méditerranée

Spécialité : Mécanique
Option : Mécanique des Solides

Jérôme CARDOT

présentée et soutenue publiquement le 10 février 2006

Réponse du membre pelvien d'un usager vulnérable lors
d'un impact avec un véhicule motorisé
Approche expérimentale et analyse éléments finis

sous la direction du Pr. Christian Brunet

JURY

Robert Péliissier (Président)
Pascal Drazétic (Rapporteur)
Carl-Éric Aubin (Rapporteur)
Christian Brunet (Directeur de thèse)
Kambiz Kayvantash (Invité)
Catherine Masson (Invitée)

thèse effectuée au Laboratoire de Biomécanique Appliquée UMR T24 INRETS – Université
de la Méditerranée

Université de la Méditerranée (Aix-Marseille II)
École Doctorale 353 – Physique, Modélisation et Sciences pour l'Ingénieur

THÈSE

pour l'obtention du grade de

Docteur de l'Université de la Méditerranée

Spécialité : Mécanique
Option : Mécanique des Solides

Jérôme CARDOT

présentée et soutenue publiquement le 10 février 2006

Réponse du membre pelvien d'un usager vulnérable lors
d'un impact avec un véhicule motorisé
Approche expérimentale et analyse éléments finis

sous la direction du Pr. Christian Brunet

JURY

Robert Pélissier (Président)
Pascal Drazétic (Rapporteur)
Carl-Éric Aubin (Rapporteur)
Christian Brunet (Directeur de thèse)
Kambiz Kayvantash (Invité)
Catherine Masson (Invitée)

thèse effectuée au Laboratoire de Biomécanique Appliquée UMR T24 INRETS – Université
de la Méditerranée

AVANT PROPOS

Ce travail a été réalisé au Laboratoire de Biomécanique Appliquée (UMR Institut National de Recherche sur les Transports et leur Sécurité – Université de la Méditerranée) à Marseille dans le cadre d'un cofinancement de l'INRETS et de la Région PACA.

J'adresse mes remerciements les plus sincères aux personnes qui ont contribué au bon déroulement de cette étude.

J'exprime d'abord toute ma gratitude à mon directeur de thèse, le Professeur Christian Brunet, pour les compétences anatomiques et cliniques qu'il a su faire partager ainsi que pour la confiance qu'il m'a témoignée.

Je souhaite remercier MM. Pascal Drazétic et Carl-Eric Aubin, rapporteurs de ce mémoire, pour leurs remarques pertinentes et l'intérêt qu'ils ont porté à ce travail. J'adresse également mes remerciements à M. Kambiz Kayvantash qui a accepté d'être membre du jury, pour ses précieux commentaires et recommandations. Je tiens enfin à remercier M. Robert Pélissier qui m'a fait l'honneur de présider ce jury et qui m'a encouragé dans ces travaux de recherche.

Mes plus chaleureux remerciements vont à Catherine Masson pour son soutien de tous les instants, sa patience, ses idées et conseils ô combien précieux et, plus généralement, pour son encadrement, si scientifique mais aussi tellement sympathique.

En plus de M. Kayvantash, je tiens à remercier Mecalog, partenaire de ce travail, et en particulier ceux qui m'ont directement aidé : Samuel Bidal qui sait percer les mystères insondables de l'informatique et Fatimata Traoré pour sa science infinie de Radioss/Helioss.

Je remercie Pierre-Jean Arnoux qui m'a initié, formé et encadré sur la simulation numérique. Par ses observations et son soutien bienveillant, il a su aiguiller de façon toujours pertinente le cheminement de ce travail.

Je remercie également les deux autres chercheurs spécialistes, entre autres, du numérique : Michel Behr et Lionel Thollon. Avec toujours la bonne idée, la solution adéquate ou le point de vue pertinent, ils m'ont souvent permis de sortir de situations que je pensais inextricables.

Pour en terminer avec l'équipe "chercheurs" du LBA, je tiens à remercier Thierry Serre qui, par son œil critique et ses qualités pédagogiques, a été d'un grand secours sur les aspects accidentologiques de ce travail.

Si les simulations ont pu s'appuyer sur des expérimentations, c'est grâce à la talentueuse équipe technique dont je remercie vivement tous les membres que j'ai côtoyés durant ces trois années : Max Py et Christophe Régnier qui ont toujours su allier à la rigueur du travail une atmosphère si conviviale, Franck Meyer, heureux néo-Montpelliérain, Christophe et Claude Cavallero.

Parmi les ingénieurs, je souhaite remercier Benjamin Astruc, à présent parisien comblé, et le nouvellement arrivé, et pourtant ancien du LBA, Maxime Llari dont l'aide précieuse est allée bien au-delà de ce travail de recherche, en particulier pour la suite à donner à mon parcours.

Je n'oublierai pas la fine équipe des thésards qui, par leur sympathie comme par leurs conseils et aide, m'ont beaucoup apporté. Des plus "anciennes", Géraldine Jundt, tant pour ses connaissances théoriques que pour sa fidèle amitié et Sophie Chalandon qui a partagé ses idées de travail comme les

bons moments de détente (sans oublier Damien Subit, post-doctorant exilé aux States), aux plus "jeunes" thésards Alice Labé, Thomas Hoedts et Virginie Astier ainsi qu'à tous ceux, étudiants ou CDD, que j'ai pu croiser : Arnaud Allimant, Maryline Bohn, Stéphane Lecorre, Loïc Lalys, Dipan Bose, Sylvie Bidaux, Sandy Albertini, Jérôme Delotte, Stéphanie Junak, Jérôme Déon, Sébastien Villeneuve, Yann Benoit, Olivier Richard, Arnaud Tellier, Fabien Henry, Florence Corradly et Guillaume Le Roy, un grand merci à tous.

Pour leurs dissections, toujours didactiques et enrichissantes ainsi que leur aide en anatomie, je remercie Ludovic Lino, Lassaad Ben Ragaya et Nader Naouar.

Pour leur aide au quotidien et parce que le LBA ne serait pas tel qu'il est sans elles, j'adresse un grand merci à Nadine Pascal, Estelle Goy – à laquelle j'associe également Martine Nigro – et à Corinne Giallurachi.

C'est donc à tous les membres du LBA, permanents ou non, présents ou partis vers d'autres horizons, que je dois cette ambiance que j'ai tant appréciée et que je quitte à regrets même s'ils se sont si souvent fourvoyés dans les questions footballistiques.

Je ne peux oublier l'équipe salonaise et tiens à remercier en particulier Michèle Bidal à laquelle aucune publication n'a jamais su résister, Jean-Louis Jourdan qui a réussi, à de nombreuses reprises, à dompter des PC bien capricieux et à Isabelle Delage pour ses informations toujours bien sympathiques.

Je terminerai en remerciant tout ceux, familles et amis, qui, au cours de ces années de recherche, ont su me témoigner leur sympathie, leur soutien et leur affection. À tous ceux-là et aux autres, j'adresse en plus de ce grand merci collectif ma plus vibrante amitié.

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION	5
PARTIE 1 : ASPECTS ANATOMIQUES ET BIBLIOGRAPHIQUES.....	7
<i>Chapitre I - Éléments d'anatomie du membre pelvien</i>	<i>8</i>
1. Structures osseuses	8
2. Anatomie ligamentaire.....	10
3. Anatomie musculaire	12
<i>Chapitre II : Étude bibliographique</i>	<i>14</i>
1. Accidentologie des usagers vulnérables.....	14
1.1. L'accident piéton	14
1.1.1. Épidémiologie	14
1.1.2. Biomécanique de l'accident	17
1.2. L'accident cycliste.....	19
1.3. Aspects économiques	20
2. Mécanismes de blessure	21
2.1. Biomécanique de la cheville	21
2.2. Biomécanique du genou	23
2.2.1. Mécanismes articulaires	23
2.2.2. Cas de l'impact latéral	24
2.3. Essais expérimentaux.....	25
2.3.1. Impact latéral sur la jambe.....	25
2.3.2. Analyse des essais	27
2.3.3. Généralisation à l'impact réel.....	28
2.4. Critères de blessure	28
2.5. Essais réglementaires de protection pour les usagers vulnérables	30
3. Modélisation du membre pelvien de l'utilisateur vulnérable	32
3.1. Modèles multicorps.....	33
3.1.1. Étude paramétrique	33
3.1.2. Étude lésionnelle	34
3.2. Modèles Éléments Finis	35
3.2.1. Constitution des modèles.....	36
3.2.2. Paramètres des matériaux biologiques	38
3.2.3. Variabilité biologique	40
3.2.4. Modélisation de l'impact sur le membre pelvien.....	41
3.2.5. Influence des paramètres de l'impact	42
PARTIE 2 : IMPACT DU MEMBRE PELVIEN, MODELISATION – EXPERIMENTATION	46
<i>Chapitre III : Modèle Éléments Finis du membre pelvien</i>	<i>47</i>
1. Présentation du modèle LLMS	47
1.1. Caractéristiques géométriques et matériaux	47
1.2. Études antérieures avec le modèle LLMS	50
1.2.1. Résultats de validation	50
1.2.2. Utilisation en impact latéral	51
1.3. Remaillage de certains éléments	52

<i>Chapitre IV : Impact latéral sur le membre pelvien</i>	55
1. Essais expérimentaux	55
1.1. Caractéristiques des essais	55
1.2. Résultats	57
2. Reproduction des essais avec le modèle Éléments Finis	58
2.1. Flexion du genou	58
2.2. Modélisation de l'impact	59
2.3. Résultats comparés l'impact	60
2.3.1. Cinématique du membre pelvien	60
2.3.2. Niveaux d'accélération	61
2.3.3. Bilan lésionnel	63
2.3.4. Mesure de la flexion latérale	65
2.3.5. Bilan des essais	66

PARTIE 3 : IMPACT DU MEMBRE PELVIEN DE L'USAGER VULNERABLE 70

<i>Chapitre V : Étude de l'impact cycliste</i>	71
1. Modélisation de l'impact cycliste	71
1.1. Modèles de voiture et de bicyclette	71
1.2. Modèle de cycliste	72
1.3. Conditions de simulation	73
1.4. Méthode d'analyse	74
2. Résultats de la simulation comparés à l'expérimentation	75
2.1. Cinématique globale du modèle	75
2.2. Accélérations du tibia et du fémur	77
2.3. Cinématiques articulaires	79
2.4. Contraintes sur les os longs	80
2.5. Déformation des ligaments du genou	83
2.6. Bilan de l'impact cycliste	84
3. Études paramétriques	85
3.1. Influence de la vitesse du cycliste	85
3.1.1. Influence sur la cinématique	85
3.1.2. Analyse des accélérations et des contraintes	86
3.1.3. Élongation des ligaments	87
3.1.4. Bilan	88
3.2. Influence de la position du cycliste	89
3.2.1. Cinématique du membre pelvien	90
3.2.2. Mesure des accélérations	91
3.2.3. Sollicitations des ligaments	91
3.2.4. Bilan	93
3.3. Influence de la vitesse du véhicule	94
3.3.1. Forces d'impact et accélérations	94
3.3.2. Déformations des ligaments	96
3.3.3. Fractures osseuses	97
3.3.4. Bilan	98
3.4. Influence de la géométrie du véhicule	100
3.4.1. Impact cycliste avec une voiture au pare-choc saillant	101
3.4.2. Impact cycliste avec une voiture à l'avant haut	103
3.4.3. Impact cycliste avec un utilitaire	105
3.4.4. Bilan	107
4. Bilan : Mécanismes de blessure lors d'un impact cycliste	108
4.1. Mécanismes de blessure prépondérants	108
4.2. Seuils lésionnels en flexion latérale et en cisaillement	108

<i>Chapitre VI : Étude de l'impact piéton</i>	110
1. Modélisation de l'impact piéton	110
1.1. Modèle Éléments Finis piéton	110
1.2. Conditions de simulation et méthode d'analyse.....	111
2. Résultats de la simulation	112
2.1. Cinématique globale du piéton	112
2.2. Force d'impact.....	113
2.3. Niveaux d'accélération du tibia et du fémur	113
2.4. Cinématique des articulations.....	114
2.5. Contraintes sur les structures osseuses	116
2.6. Déformations des ligaments	117
2.7. Critères lésionnels en cisaillement et en flexion latérale	118
2.8. Bilan	119
3. Étude paramétrique	121
3.1. Influence de la vitesse d'impact.....	121
3.1.1. Force d'impact	121
3.1.2. Cinématique du membre pelvien.....	121
3.1.3. Niveaux d'accélération	122
3.1.4. Étude des lésions	123
3.1.5. Seuils lésionnels	126
3.1.6. Bilan.....	127
3.2. Influence de la géométrie du véhicule	129
3.2.1. Impact piéton avec un véhicule au pare-choc proéminent.....	129
3.2.2. Impact piéton avec un véhicule à l'avant haut.....	132
3.2.3. Impact piéton avec un véhicule de type utilitaire.....	135
4. Bilan : Mécanismes de blessure lors d'un impact piéton	139
4.1. Dépendance à la configuration d'impact	139
4.2. Critères lésionnels en flexion et en cisaillement.....	140
 <i>Chapitre VII : Discussion</i>	142
1. Discussion sur l'impact cycliste	142
2. Discussion sur l'impact piéton	143
3. Modélisation des articulations	144
4. Propriétés des matériaux	145
 CONCLUSION	149
 REFERENCES	153
 TABLE DES ANNEXES	166

INTRODUCTION

Il est difficile d'évaluer précisément le nombre réel de personnes qui, chaque année, meurent ou sont blessées sur les routes. On estime néanmoins que, annuellement, le nombre de tués dans le monde pourrait s'élever à 1,2 millions et celui de blessés ou handicapés à 50 millions. Parmi ces (trop) nombreuses victimes se trouve une catégorie dite "des usagers vulnérables" fortement impliquée. Il s'agit de tous les utilisateurs de la route qui ne sont pas protégés par un habitacle (piétons, cyclistes et conducteurs de deux-roues motorisés). Les seules collisions entre un véhicule et un piéton causent un tiers des décès et des traumatismes mondiaux sur les routes. Un rapport récent de l'Organisation Mondiale de la Santé sur les accidents de la circulation insistait sur la situation inquiétante de ces usagers vulnérables : ils présentent "un risque de mourir bien plus grand que les occupants de voitures" et supportent "une part disproportionnée des traumatismes" liés aux accidents de la route (OMS 2004).

Partant de cette constatation, nous avons choisi de nous intéresser aux configurations d'impact des usagers vulnérables. Au vu des études accidentologiques et épidémiologiques, le membre pelvien apparaît comme la partie corporelle la plus fréquemment touchée. Si les blessures au membre pelvien sont rarement mortelles, elles peuvent conduire à des traitements longs, coûteux voire à des incapacités permanentes. Comprendre les mécanismes conduisant à ces blessures pourrait permettre de minimiser la gravité des accidents subis par les usagers vulnérables. Pour cela, deux méthodes sont usuellement employées pour l'étude des mécanismes lésionnels. Des essais expérimentaux, suivant des configurations d'impact précises, permettent de mettre en évidence ces mécanismes et de définir des critères de blessure. La modélisation, de plus en plus utilisée en accidentologie, offre une analyse localisée et fine des structures anatomiques sollicitées.

C'est avec cette dernière méthode que nous nous sommes proposé d'étudier le comportement du membre pelvien pour les usagers vulnérables. En utilisant un modèle Éléments Finis biofidèle, nous avons reproduit des situations d'impact propres à ces usagers. Un premier objectif a consisté à **vérifier la concordance du modèle aux situations d'impact réelles**. C'est toute l'importance des essais expérimentaux au regard de la simulation puisqu'ils fournissent les données servant de base à la validation des modèles. L'avantage de l'outil numérique, une fois la phase de validation passée, est de permettre la multiplication des configurations d'impact. Appliquée à notre étude, cette méthodologie débute par la comparaison entre résultats expérimentaux et numériques sur un impact cycliste. Ensuite, diverses configurations peuvent être simulées par la modification des paramètres qui ont semblé les plus significatifs telles la vitesse ou la géométrie du véhicule qui entre en collision. Ainsi, une analyse précise des mécanismes lésionnels a pu être menée sur les structures osseuses et ligamentaires. L'enjeu de cette étude est **d'identifier et de quantifier ces mécanismes** (valeurs critiques à la blessure) et de **déterminer les situations les plus défavorables pour le membre pelvien de l'usager vulnérable**.

La présentation de ce travail est axée autour de trois parties.

La première débute par un rappel d'anatomie sur le membre pelvien. Elle présente également une étude bibliographique qui s'articule autour de trois thèmes : l'accidentologie des usagers vulnérables, les mécanismes de blessure du membre pelvien fondés sur des études épidémiologiques et expérimentales et la modélisation des impacts impliquant les piétons et les cyclistes.

La seconde partie traite du modèle Éléments Finis du membre pelvien. Nous nous attarderons sur une description détaillée de ses composants. Ce modèle, utilisé dans des études antérieures elles-mêmes présentées, permettra ensuite de reproduire des essais fractionnés mis en place au LBA. Le but de ces premières simulations est de confronter les résultats numériques aux données expérimentales dans une situation où seul le membre pelvien est impliqué.

Enfin, la dernière partie présentera les simulations d'impact latéral sur l'utilisateur vulnérable. Basée sur un essai expérimental en vraie grandeur, la simulation devra être validée au regard des résultats expérimentaux. Ensuite, la multiplication des configurations permettra une étude paramétrique des impacts cycliste et piéton, présentés séparément du fait de caractéristiques finalement très distinctes. À partir de bilans lésionnels, une analyse précise des mécanismes de blessure conclura sur les situations d'impact les plus défavorables pour l'utilisateur vulnérable et les critères correspondants.

Partie 1

Aspects Anatomiques et
Bibliographiques

Chapitre I - Éléments d'anatomie du membre pelvien

Afin de discerner les différentes parties évoquées tout au long de ce travail, nous débutons par un bref rappel de l'anatomie du membre pelvien. Nommé **membre pelvien** dans la nouvelle nomenclature en remplacement de la dénomination "membre inférieur", il s'étend de la ceinture pelvienne jusqu'au pied. Il est essentiellement échu à la locomotion et doit tout à la fois supporter le poids du corps tout en gardant une souplesse nécessaire à la mobilité (Chevallier 1998). La terminologie classiquement employée pour définir les vues et les parties anatomiques est présentée en *annexe I*.

1. Structures osseuses

Le système squelettique du membre pelvien est constitué :

- de trois os longs, l'un formant la cuisse (le fémur) et les deux autres (le tibia et la fibula) la jambe. La jonction entre d'une part le fémur et d'autre part le tibia et la fibula est l'articulation du genou.
- du pelvis qui s'articule avec le fémur au niveau de la hanche
- des os du pied dont le talus s'articule avec le tibia et la fibula au niveau de la cheville.

Le système osseux du membre pelvien est présenté sur la figure 1.

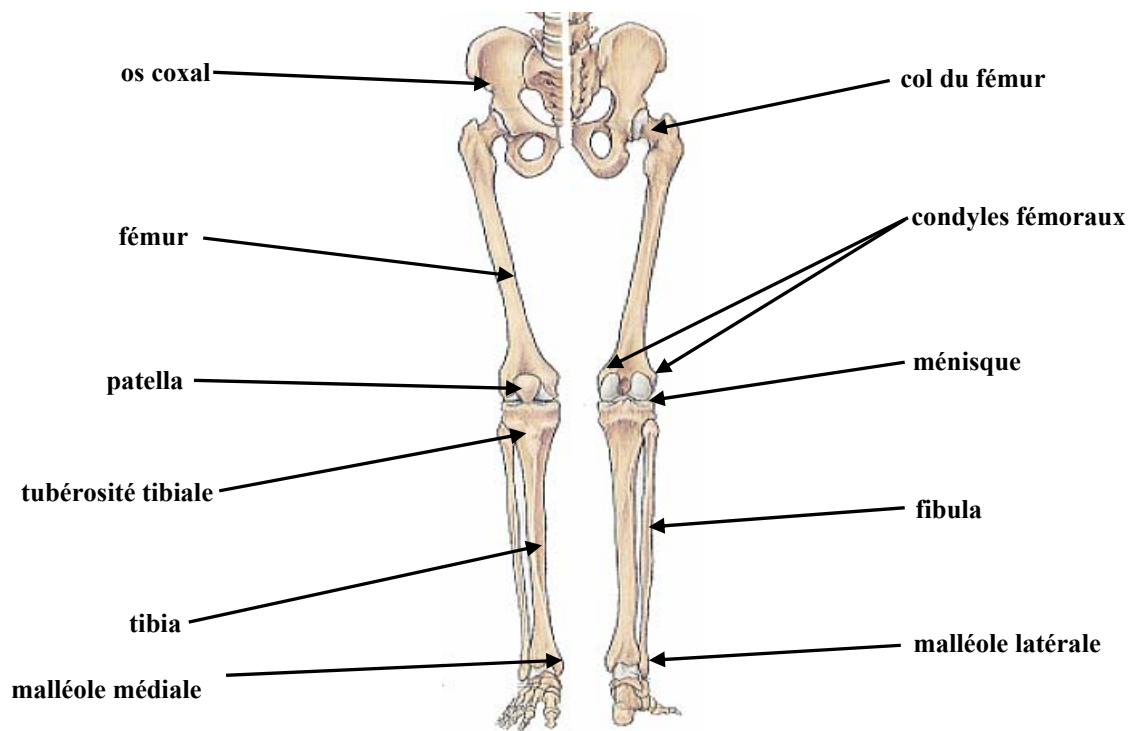


Figure 1 : Système osseux du membre pelvien en vue antérieure (à gauche) et en vue postérieure (à droite)

L'extrémité proximale du fémur est constituée, dans le prolongement du col du fémur, par la tête fémorale, inclinée de 130° par rapport à l'axe de l'os. Elle s'articule avec le cotyle, cavité hémisphérique de l'os coxal, au niveau de la hanche. Cette articulation est destinée à transmettre le

poids du corps au membre pelvien dans la marche et la station debout. L'extrémité distale du fémur se termine par deux **condyles**. Entre ceux-ci s'étend une échancrure, la fosse intercondylienne, composée d'une face interne longue, haute et excavée et d'une face externe, plus large.

La partie proximale du tibia est constituée par le plateau tibial qui s'articule avec les condyles fémoraux au niveau des cavités glénoïdes. Celles-ci sont séparées par les surfaces interglénoïdales composées de la surface pré-spinale en avant, des épines du tibia au centre (qui forment l'éminence intercondylienne) et de la surface rétro-spinale en arrière. Une proéminence est visible sur la face antérieure, elle porte le nom de tubérosité tibiale. La partie distale du tibia se termine par la malléole médiale.

Au niveau de l'articulation du genou se trouve la patella située face à la partie antérieure des condyles fémoraux. La patella (appelée rotule dans l'ancienne nomenclature) est un os court et triangulaire. Sa base présente l'aspect d'un triangle très aplati tandis que le sommet, nommé apex, est plus pointu.

En ce qui concerne la fibula – péroné dans l'ancienne nomenclature –, la partie proximale comprend la tête de la fibula de forme pyramidale et le col de la fibula, partie qui réunit la tête au corps de l'os. Deux portions sont présentes à ce niveau : la facette articulaire, plane et arrondie, qui s'articule avec la facette identique située sur la face externe du tibia et l'apophyse styloïde, partie non articulaire. La partie distale de la fibula s'achève sur la malléole latérale.

Les malléoles (médiale et latérale) s'articulent avec le talus. Lui-même s'articule avec certains os du pied pour former la cheville. Les os du pied sont détaillés sur la figure 2.

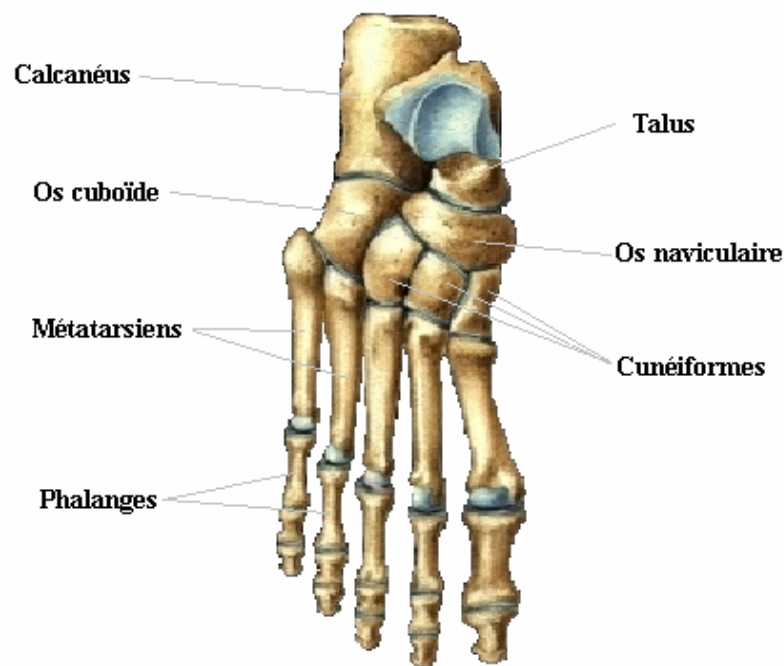


Figure 2 : Squelette du pied en vue supérieure

Le pied osseux peut être divisé en trois parties : le tarse, le métatarse et les phalanges. Le premier, à son tour partagé en tarse antérieur et tarse postérieur, comprend l'os naviculaire, l'os cuboïde et les trois os cunéiformes. Les articulations présentes entre ces différents os portent le nom d'arthrodies. Les métatarsiens, quant à eux, sont au nombre de cinq et se présentent comme des os longs. La base du cinquième métatarsien comporte un relief latéral saillant sous la peau, donnant

insertion à un tendon. Enfin, les phalanges composent les orteils. Chacun des orteils comporte trois phalanges, à l'exception de l'orteil médial (appelé hallux) qui n'en comprend que deux.

Sur la partie postérieure se situent le calcaneus (appelé calcaneum dans l'ancienne nomenclature) et le talus. Le premier, de forme irrégulière, sert à transmettre le poids du corps et forme un levier pour les muscles du mollet. Pour ce qui est du talus, il supporte le tibia au-dessus et repose sur le calcaneus au-dessous. Il s'articule avec la malléole médiale d'un côté et avec l'os naviculaire sur le devant.

Les os du membre pelvien sont reliés entre eux par des ligaments que l'on retrouve principalement au niveau des articulations. Ces ligaments ont une grande incidence sur la mobilité du membre pelvien et la tenue des articulations.

2. Anatomie ligamentaire

Les ligaments sont des tissus fibreux, résistants et flexibles, qui relient soit deux pièces osseuses, soit d'autres parties du corps. Ils font généralement partie d'une articulation. En ce qui concerne l'articulation du genou, elle est montrée sur la figure 3 avec les principaux ligaments.

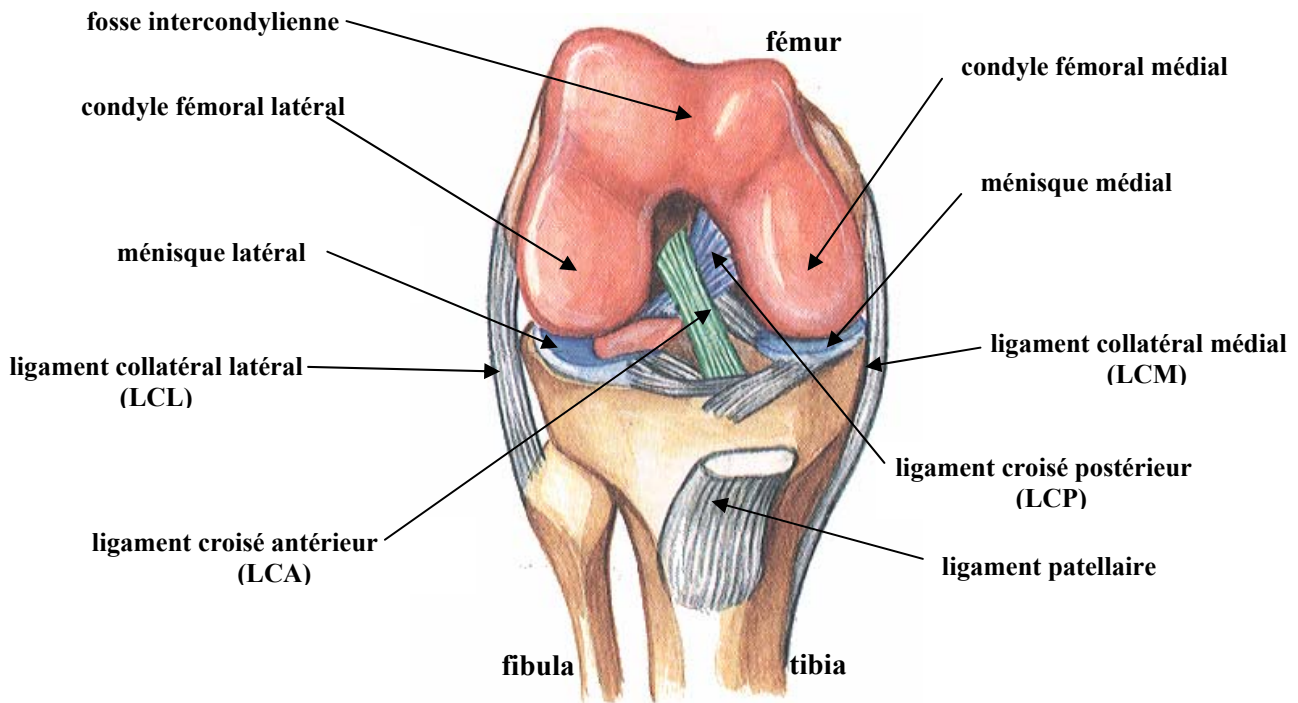


Figure 3 : Articulation fémoro-tibiale en vue antérieure (ligament patellaire sectionné)

Les ligaments croisés ont tous deux un point d'ancrage dans la fosse intercondylienne du fémur. Le ligament croisé antérieur, ou LCA, s'insère dans la surface pré-spinale du tibia tandis que le ligament croisé postérieur, ou LCP, a son insertion dans la surface rétro-spinale de l'os. Les ligaments collatéraux sont ancrés sur les tubercules du fémur. Le tibia donne insertion au ligament collatéral médial, ou LCM, et la fibula donne insertion au ligament collatéral latéral ou LCL. Enfin, le ligament patellaire s'insère sur l'apex de la patella et sur la tubérosité antérieure du tibia.

Les ligaments jouent un rôle mécanique complexe lors des mouvements du genou. Au cours des rotations – et tout particulièrement de la rotation interne –, les ligaments collatéraux sont davantage sollicités que les ligaments croisés. Dans la flexion, le LCL se relâche plus que le LCM. Les ligaments croisés se relâchent dans la demi-flexion et se tendent dans la flexion complète. Lors de l'extension, les ligaments croisés et collatéraux se tendent.

De façon plus précise, ce sont, suivant les ligaments, des faisceaux différents qui peuvent être mis à contribution lors des mouvements de flexion et d'extension. Le LCA est constitué d'un faisceau antéro-médial (AM), d'un faisceau postéro-latéral (PL) et d'un faisceau intermédiaire. En extension, les faisceaux PL et intermédiaire sont en tension. Le faisceau AM est davantage tendu pour des angles de flexion importants (à partir de 60°). À mi-flexion, les faisceaux sont assez peu contractés (Woo 1998, Bellier 2003). Le LCP est constitué de deux faisceaux. Le faisceau AM est tendu en flexion. Il se détend à partir d'une flexion de 30° et est totalement relâché en extension. Le faisceau PL est en tension lors de l'extension et relâché en flexion (Bellier 2005). Pour un angle de flexion de 90°, la stabilité postérieure du genou est assurée quasi exclusivement par le LCP (Mannor 2000). Le LCL, via ses faisceaux antérieur et postérieur, est tendu en extension et relâché en flexion (Hinterwimmer 2002). De même, les faisceaux du LCM (superficiel et profond) sont en tension lors de l'extension et se détendent avec la flexion (Park 2005). Les niveaux de tension des ligaments du genou sont résumés, en fonction de l'angle de flexion, dans le tableau suivant.

niveaux de tension des ligaments (faisceaux mis à contribution)				
<i>LCA</i>	<i>LCP</i>	<i>LCL</i>	<i>LCM</i>	angle de flexion
tendu (<i>PL et intermédiaire</i>)	tendu (<i>PL</i>)	tendu (<i>tous les faisceaux</i>)	tendu (<i>tous les faisceaux</i>)	extension 0°
relâché	relâché	mi-relâché	mi-relâché	45°
tendu (<i>AM</i>)	tendu (<i>AM</i>)	relâché	relâché	90° flexion

Tableau 1 : Niveaux de tension des principaux ligaments du genou suivant le mouvement de flexion/extension de l'articulation
Pour les faisceaux : PL postéro-latéral AM antéro-médial

Des ligaments s'insèrent également sur la patella (elle n'est pas représentée sur la figure 3). Outre le ligament patellaire situé sur l'apex, nous trouvons, sur la base de l'os, le tendon quadricipital. Il y a aussi les rétinaculum patellaires latéral et médial (ailerons rotuliens dans l'ancienne nomenclature) qui sont des lames fibreuses, minces et triangulaires. Ils servent de stabilisateurs latéraux pour la patella. L'os est également relié aux ménisques par les ligaments ménisco-patellaires.

Notons que l'articulation du genou comprend également des ménisques dont les faces inférieures sont fixées sur les cavités glénoïdes du tibia et augmentent la surface de celles-ci tout en les rendant concaves. Les faces supérieures sont articulées avec le fémur. Solidaires du plateau tibial, les ménisques ne sont cependant pas fixes, ils se déplacent en arrière dans la flexion et en avant dans l'extension.

De nombreux ligaments sont également présents au niveau du pied, assurant la liaison entre les différents éléments osseux, comme représenté sur la figure 4.

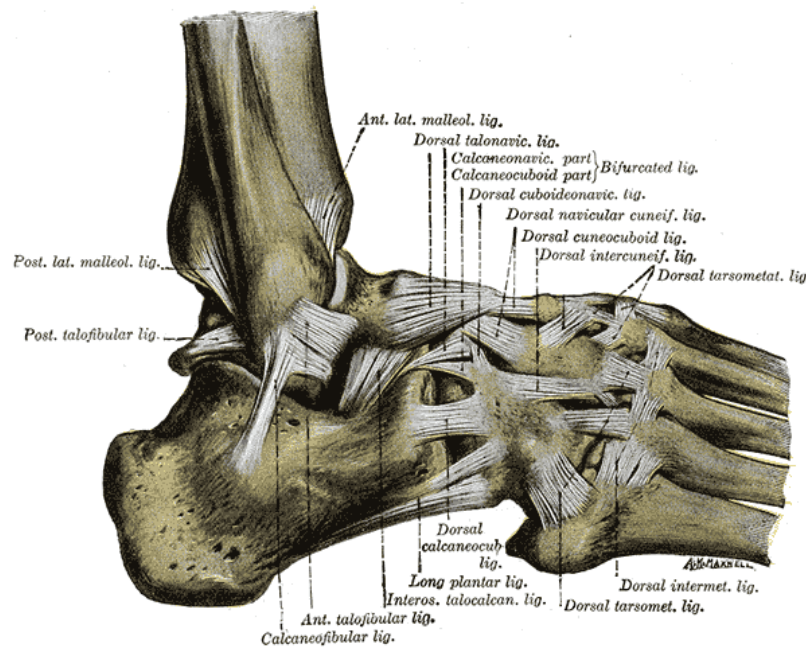


Figure 4 : Vue latérale du squelette du pied avec représentations des ligaments (tiré des croquis de H. Gray publiés en 1918)

Les ligaments jouent un rôle important pour la cheville. Cette articulation se présente comme une pince bi-malléolaire dans laquelle le talus ne bouge que dans le plan sagittal. Ainsi, la cheville autorise les mouvements de flexion dorsale ou plantaire et sa stabilité latérale ne dépend que de deux ligaments : le ligament collatéral latéral et le ligament collatéral médial (par analogie avec ceux du genou). Ces ligaments sont fortement sollicités, ce qui explique la fréquence des entorses de la cheville. L'ensemble talus-calcaneus est uni à l'os naviculaire et au cuboïde par un groupe ligamentaire qui lui permet d'orienter le pied selon les deux autres plans de l'espace. Les ligaments participent aussi au maintien et à l'adaptation du pied aux inégalités du terrain. Ce travail de stabilité est réalisé conjointement avec les muscles dont le rôle va être précisé.

3. Anatomie musculaire

De nombreux muscles composent le membre pelvien. Nous ne retiendrons que les principaux, ils sont représentés sur la figure 5.

Au niveau de la cuisse se situe le muscle quadriceps fémoral constitué de quatre chefs principaux : le muscle droit du fémur qui s'insère sur l'os coxal, le muscle vaste latéral qui s'insère sur le fémur et s'enroule autour de cet os vers l'avant, le muscle vaste médial qui naît sur le fémur et s'y enroule en avant, et le muscle vaste intermédiaire. Ce dernier est le chef le plus profond, il s'insère sur les faces latérale et antérieure du fémur et est recouvert par les précédents chefs. Ces quatre-ci se réunissent en un tendon unique, le tendon quadricipital, qui s'attache au bord antérieur de la patella. Les fibres musculaires se jettent sur des expansions fibreuses qui passent devant la patella pour former à son bord inférieur le ligament patellaire, lui-même s'insérant sur la tubérosité tibiale antérieure.

Le muscle biceps fémoral possède deux portions : un long chef bi-articulaire et un court chef. Le long chef du biceps s'insère dans la tubérosité ischiatique (bord postérieur de l'os coxal) tandis que le court chef naît de la partie diaphysaire du fémur. Les deux portions se réunissent obliquement pour former le corps du muscle qui se termine sur la tête de la fibula. Outre le muscle biceps fémoral, nous trouvons aussi le muscle semi-membraneux parmi les muscles dits ischio-jambiers. Ce dernier naît également de la tubérosité ischiatique. Son corps musculaire large descend derrière le grand adducteur et verticalement derrière le condyle médial du fémur. Il se termine par trois tendons.

Le muscle sartorius s'insère en haut de l'épine iliaque de l'os coxal et descend obliquement sur la face antérieure de la cuisse. Il se termine sur la tubérosité médiale du tibia avec les muscles de la patte d'oie. Sur la partie médiale de la cuisse se situent les muscles adducteurs qui sont groupés en trois plans superposés d'avant en arrière : le plan superficiel, le plan moyen formé par le muscle court adducteur qui se termine en deux faisceaux, recouverts par le long adducteur, et le plan profond (formé par les trois faisceaux du grand adducteur).

Au niveau de la jambe résident les deux chefs (latéral et médial) du muscle gastrocnémien qui interviennent dans la flexion du genou. Ils s'insèrent sur la crête supra-condylienne au-dessus de la face postérieure de chaque condyle fémoral. Ils forment les deux berges de la fosse poplitée avant de rejoindre le corps du muscle triceps sural, le muscle du mollet, qui se termine au talon sur le calcaneus par un tendon. Il s'agit du tendon calcaneen qui est le tendon le plus épais et le plus résistant de l'organisme. Nous trouvons enfin le muscle soléaire qui naît de la face postérieure de la tête de la fibula et de la ligne oblique de la face postérieure du tibia.

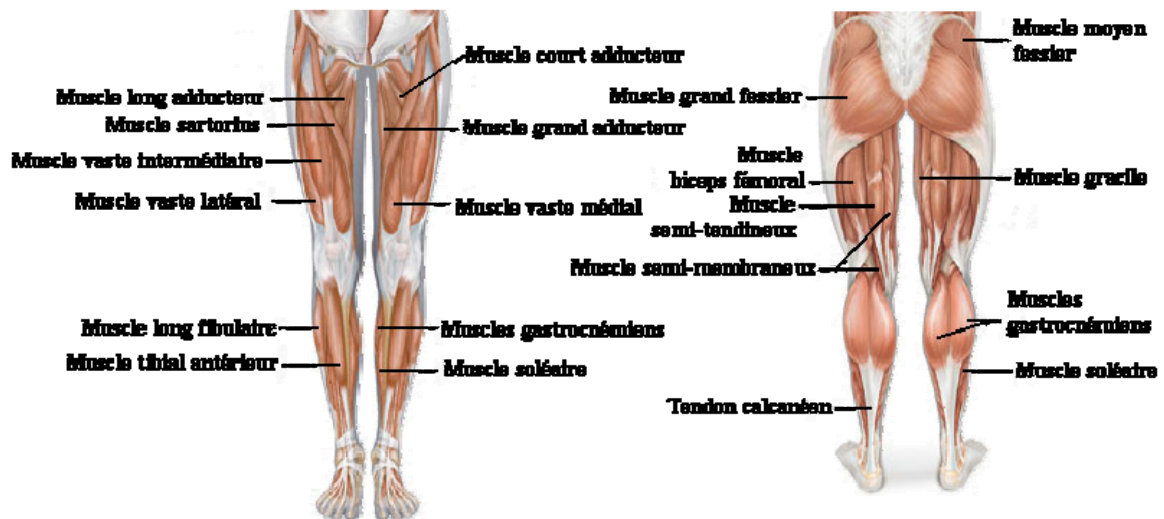


Figure 5 : Principaux muscles du membre pelvien en vue antérieure (à gauche) et en vue postérieure (à droite)

Chapitre II - Étude bibliographique

On entend ici par usager vulnérable tout usager de la route dont la vulnérabilité est amplifiée par l'absence de protection extérieure tel un habitacle de véhicule. Suivant cette définition, sont inclus dans cette catégorie les piétons, les cyclistes, les cyclomotoristes et les motocyclistes (ECMT 2000).

Dans le cadre de ce travail, seuls les usagers vulnérables non motorisés ont été étudiés. L'approche bibliographique ne concernera donc que les piétons et les cyclistes. Cette étude porte sur :

- l'accidentologie de ces usagers qui inclut les données statistiques et épidémiologiques sur les accidents, leur déroulement et leurs conséquences traumatiques.
- les mécanismes de blessures rencontrés sur le membre pelvien. Cette partie comprend la biomécanique articulaire, les expérimentations en impact latéral et les critères de blessure obtenus.
- les travaux de modélisation suivant deux approches : multicorps et Éléments Finis. La constitution, les paramètres mécaniques et l'utilisation des modèles seront présentés. Une attention particulière sera donnée aux Éléments Finis, méthode utilisée dans la suite de ce travail.

1. Accidentologie des usagers vulnérables

Avec la généralisation de la voiture comme moyen traditionnel de transport, les accidents de la route se sont multipliés. En 2002, ces derniers étaient classés au onzième rang des causes de décès dans le monde. Et, selon les estimations, d'ici les quinze prochaines années, ils pourraient se situer au troisième rang mondial (OMS 2004). Le nombre de tués est estimé à plus de 1,2 millions de personnes et le nombre de blessés à près de 50 millions. La majorité des personnes accidentées sont des usagers vulnérables. En effet, entre 85 et 90 % des victimes de la route dans le monde se trouvent dans les pays à faible ou moyen revenu pour lesquels les usagers vulnérables sont majoritairement impliqués – contrairement aux pays à revenu élevé où il s'agit des conducteurs de véhicules – (OMS 2004). Les usagers vulnérables, et principalement les piétons et les cyclistes, sont donc une catégorie particulièrement touchée par les blessures, mortelles ou non, provoquées lors des accidents de la circulation.

1.1 L'accident piéton

1.1.1. Épidémiologie

En ce qui concerne les piétons, ils représentent, dans les pays industrialisés, entre 11 et 28 % des tués sur les routes (NHTSA 2003, CARE 2005, TRL 2005). La Base de Données Internationale sur la Circulation et les Accidents de la Route (BICAR) recueille pour un grand nombre de pays les données accidentologiques et, en particulier, la mortalité des piétons. Bien qu'en diminution (il était de 24 % en 1980), le nombre de piétons tués s'élève encore en moyenne à 18 % d'après les chiffres de la BICAR (cf. *annexe 2*). Dans les pays en voie de développement, ce pourcentage est encore plus important : il est compris entre 41 et 75 % suivant les pays (Odero 1997). Et comme la grande majorité des décès se produisent dans ces pays, le nombre de piétons tués sur les routes est considérable. L'OMS notait, en se fondant sur les chiffres de l'OCDE, que les collisions entre véhicules et piétons étaient responsables de plus d'un tiers des décès et traumatismes mondiaux liés à la circulation (OMS 2004).

Pour la France, sur les quinze dernières années, le nombre de piétons tués et blessés est en diminution (cf. *annexe 2*). Cette décroissance (– 24 % entre 2002 et 2004) reste en deçà des baisses observées

pour d'autres usagers de la route comme les conducteurs de voiture (– 36 % entre 2002 et 2004). Les piétons restent donc une population fortement à risques.

En ce qui concerne les blessures, le piéton appartient à une population largement touchée par les atteintes graves, davantage que les autres usagers de la route, justifiant sa qualification d'usager vulnérable. Lors d'accidents, la victime piéton présente en général plusieurs lésions – en moyenne 2,17 contre 1,81 pour l'ensemble des autres usagers –, on parle donc de "victime poly-lésionnelle" (ONISR 2002b). Les deux segments corporels les plus fréquemment touchés sont la tête et le membre pelvien avec des pourcentages de blessures rapportés à l'ensemble des accidents qui peuvent différer suivant les études. Les chiffres donnés par certaines de ces études sont résumés dans le tableau suivant. En général, le membre pelvien apparaît comme le segment corporel souffrant le plus fréquemment de lésions.

tête (%)	membre pelvien (%)	référence
76	78	(Ravani 1981)
55	65	(Bermond 1992)
23	40	(Kajzer 1997)
33	33	(Chidester 2001)
31,4	32,6	(IHRA 2001)
46,5	64	(ONISR 2002b)

Tableau 2 : Répartition des blessures du piéton sur les deux zones corporelles les plus souvent touchées (pourcentage rapporté à l'ensemble des accidents, les victimes pouvant présenter des lésions à plusieurs segments corporels)

Le type de blessure dépend du véhicule impliqué dans l'accident. Il s'agit majoritairement (plus d'un cas sur deux) de voitures de tourisme. Avec ce type de véhicule, 75 à 82 % des blessures sont de AIS 1 à 3 – suivant la classification présentée en *Annexe 3* – (Simončič 2001). Viennent ensuite, en fréquence, les vans et les utilitaires puis les pick-up et les camions (Chidester 2001, Liu 2002). Ces véhicules plus massifs avec un avant haut causent deux fois plus de blessures graves ou mortelles – rapportées au nombre d'accidents – que les voitures (Roudsari 2004).

L'Observatoire National Interministériel de Sécurité Routière (ONISR) note que "contrairement à ce que l'on observe sur l'ensemble des victimes, l'une des lésions le plus fréquemment observées chez le piéton n'est pas de gravité AIS 1. Il s'agit de la fracture de la tête, du col ou de la diaphyse du péroné [ou fibula] (AIS 2), décrite sur plus d'un piéton sur vingt" (ONISR 2002b). Sans considération sur la gravité, c'est le tibia, suivi de la fibula et du fémur, qui s'avèrent être les structures osseuses les plus vulnérables (*ibid.*). D'après les données de la NHTSA, les fractures du tibia et de la fibula arrivent en seconde et troisième position (la fracture du fémur en sixième position) parmi les blessures sérieuses, juste après les lésions cérébrales (Chidester 2001). Dans la très grande majorité des cas, ces deux types de fracture sont causés par le pare-choc (*ibid.*). Suite aux blessures rencontrées par les piétons, 30 % d'entre eux conserveront un handicap, mineur ou sérieux (ONISR 2002b).

Escoda a étudié les blessures survenant sur le membre pelvien du piéton suivant deux sources. La première concerne des essais expérimentaux conduits au LBA reproduisant des impacts véhicule-piéton (vingt-cinq pour lesquels le piéton fut heurté de face et vingt-cinq pour lesquels il fut heurté de profil, avec six véhicules différents). La seconde approche concerne une étude accidentologique basée sur cinquante dossiers cliniques établis pour des victimes piétons (Escoda 1984).

Dans l'étude expérimentale, seul le membre pelvien a été étudié. Les lésions ont été précisément établies par nécropsie. Seuls les vingt-cinq impacts latéraux sur le piéton sont ici présentés. Dans le tableau 3 sont exposées les fréquences d'apparition des blessures relevées lors de ces vingt-cinq essais (plusieurs lésions peuvent se produire durant un même essai). Nous remarquons que, dans près d'un cas sur deux, le piéton montre des dommages à au moins un des ligaments du genou et une lésion à la fibula. Les blessures au tibia et aux malléoles sont également très courantes.

Pour la partie clinique, nous nous sommes également limité aux impacts latéraux. Les résultats présentés ici concernent vingt-six accidents impliquant vingt voitures et six véhicules non identifiés. Le membre pelvien comptabilise plus de blessures que l'ensemble des autres parties corporelles réunies. Cette observation doit néanmoins être pondérée par le fait que les dossiers considérés proviennent d'un service orthopédique (Escoda 1984). La répartition des blessures est un peu différente de ce qui a été constaté lors des essais. Avec cette étude clinique, le tibia et la fibula sont fréquemment touchés tandis que les blessures ligamentaires demeurent assez rares (Escoda 1984). Néanmoins, ces blessures, découvertes dans les expérimentations par nécropsie, ont pu ne pas être systématiquement détectées dans les cas cliniques

résultats d'essais expérimentaux		
zones corporelles du membre pelvien		fréquence d'apparition (%) Nbre de cas : 25
fémur	condyles	4
	autres	8
genou	LCA	32
	LCP	4
	LCL	36
	LCM	44
tibia	épine tibiale	20
	plateau int.	16
	plateau ext.	4
	autres	40
fibula	tête	24
	autres	56
cheville	malléole méd.	36
	malléole lat.	16
	lig. malléolaires	8

résultats d'une étude clinique		
zones corporelles du membre pelvien		fréquence rapportée à l'ensemble des blessures (%)
fémur	condyles	7,29
	autres	1,04
	total	8,33
genou	LCA	–
	LCP	1,04
	LCL	1,04
	LCM	–
	total	2,08
tibia	plateau int.	1,04
	plateau ext.	5,21
	autres	17,71
	total	23,96
fibula	tête	–
	autres	14,58
	total	14,58
cheville	malléole méd.	5,21
	malléole lat.	4,17
	total	9,38
autres parties corporelles ¹	total	41,67

¹ comprend la tête, le thorax, les membres thoraciques, etc.

Tableau 3 : Fréquence d'apparition des blessures du membre pelvien (à gauche) d'après une étude expérimentale et répartition des lésions pour chaque zone corporelle (à droite) rapportée à l'ensemble des blessures (Escoda 1984)
int. : interne ext. : externe méd. : médiale lat. : latérale

1.1.2. Biomécanique de l'accident

Lors de l'impact entre un véhicule et un piéton, Eubanks et Haight relèvent cinq étapes caractéristiques : **le contact, l'accélération du corps du piéton (impact), le déplacement sur le capot, le mouvement jusqu'au sol et le mouvement sur le sol** (Eubanks 1992).

C'est lors de la première phase (contacts) que surviennent majoritairement les blessures. C'est le contact direct du véhicule qui conduit aux lésions les plus sérieuses, comparativement à la chute au sol qui peut ensuite intervenir (Huijbers 1988). Une étude récente a évalué à 31,9 % les blessures du piéton causées par le contact avec la route (Crandall 2002). Une étude de la NHTSA a montré que le contact au sol était responsable de 22 % des blessures légères ou modérées et de 6 % des blessures sévères (Chidester 2001). Enfin, Otte suggère que 33 % des blessures des piétons sont causés par les impacts secondaires (sol). La sévérité de ces blessures reste inférieure à celle des impacts primaires dus aux véhicules (Otte 2001).

D'après les données de l'International Harmonized Research Activities (IHRA), les blessures du membre pelvien (heurté en général en premier) sont produites dans 67 % des cas par le pare-choc. Viennent ensuite le capot (16 %) et la face avant (7 %) (Mizuno 2001). Si on prend en compte l'ensemble des blessures des piétons, et pas seulement celles du membre pelvien, elles sont provoquées pour 42,3 % d'entre elles par le pare-choc, pour 20,6 % par la face avant, pour 27,1 % par le capot et pour 23,7 % par le pare-brise (Otte 2001).

La configuration la plus fréquente survient lorsque l'avant d'un véhicule heurte perpendiculairement le piéton (Chidester 2001). Comme l'impact se produit sous son centre de gravité, le piéton subit généralement une rotation qui l'amène sur le capot (Eubanks 1992). La cinématique du piéton dépend du comportement du véhicule qui le heurte. Eubanks et Haight envisagent plusieurs configurations.

- Si la voiture *ne freine pas* et si l'impact est *au-dessous de son centre de gravité* : le piéton bascule sur le capot et (i) soit il reste sur le capot, à proximité ou contre le pare-brise (ii) soit il est projeté jusqu'au pare-brise et glisse au sol sur le côté de la voiture (iii) soit, avec une vitesse suffisante du véhicule, il est éjecté du pare-brise par-dessus le toit et se retrouve derrière la voiture.

- Si la voiture *freine*, elle décélère plus fortement sur la route que le piéton sur le capot. Il sera alors projeté sur le sol, à l'avant du véhicule (Eubanks 1992).

Ravani a classifié les différentes cinématiques en cinq trajectoires caractéristiques, elles incluent 80 % des scénarii d'accidents (Ravani 1981). Chacune des trajectoires est montrée sur la figure 6.

❶ La **trajectoire "enroulée"**, la plus commune (45,2 % des cas), se produit lorsque le véhicule freine. Le piéton se retrouve courbé sur l'avant du véhicule et glisse du capot jusqu'au pare-brise ou est éjecté à l'avant du véhicule (cas 1a). En moyenne, ces impacts se produisent à 30 km/h. Lorsque l'impact survient au-dessus du centre de gravité du piéton (cas de l'enfant par exemple), la vitesse du véhicule doit pouvoir transmettre assez d'énergie au corps du piéton pour que le haut du corps roule sur le capot (cas 1b).

❷ La **projection vers l'arrière**, deuxième trajectoire plus commune (34,4 % des cas), est souvent observée lorsque le piéton est un enfant (cas 2a) ou lorsque le véhicule a un avant très haut tel un camion ou un van (cas 2b). Dans les deux cas, l'impact a lieu au-dessus du centre de gravité du piéton. Cette trajectoire peut également survenir si la voiture heurte le piéton adulte sous son centre de gravité mais à basse vitesse (en général inférieure à 15 km/h). L'énergie d'impact est trop faible pour induire un mouvement de rotation des jambes (comme dans la trajectoire précédente) et rompre le contact des pieds au sol (cas 2c). Le haut du corps est accéléré brutalement dans la direction d'impact et le piéton est projeté suivant cette direction, à l'avant du véhicule, et glisse sur la route. Les blessures causées par l'impact du véhicule ne sont généralement pas du même côté que celles provoquées par le contact au sol.

❸ La **trajectoire sur l'aile** (13,3 % des cas) se produit lorsque le piéton heurte un coin ou un côté de la voiture. Le piéton se courbe alors sur l'aile du véhicule et est ensuite projeté sur le côté. La vitesse moyenne de cette trajectoire est de 40 km/h.

❹ La **trajectoire sur le toit** (5,4 % des cas) survient lorsque la vitesse est assez importante pour amener le centre de gravité du piéton au-dessus du bord d'attaque du toit. Cette trajectoire se produit pour de très grandes vitesses (supérieures à 60 km/h) ou si le véhicule accélère après l'impact.

❺ Le **salto**, trajectoire la plus rare, se déroule dans moins de 2 % des impacts piétons. Lorsque la vitesse est grande, l'énergie est suffisante pour faire tourner le piéton dans les airs (salto) avant qu'il ne retombe sur le sol, à l'avant du véhicule. La vitesse moyenne de ce type de trajectoire est de 60 km/h.

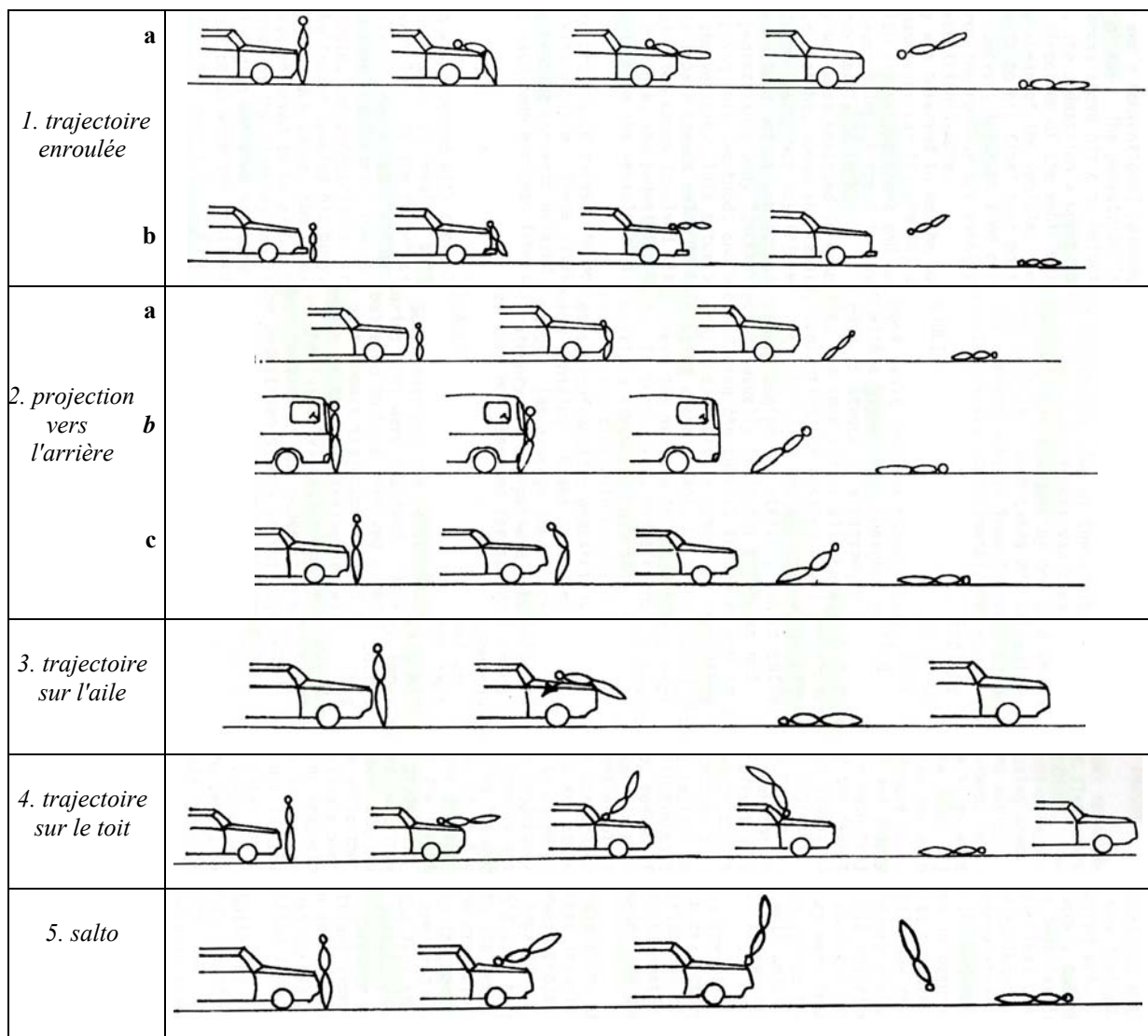


Figure 6 : Trajectoires caractéristiques de l'impact piéton : trajectoire enroulée (1), projection vers l'arrière (2), trajectoire sur l'aile (3), trajectoire sur le toit (4) et salto (5) (Ravani 1981)

1.2 L'accident cycliste

Dans le monde, on dénombre 800 millions de bicyclettes, soit deux fois plus que de voitures. Dans les pays industrialisés, les cyclistes représentent entre 2 et 20 % des décès de la route (OECD 1998). A l'exception des Pays-Bas, le nombre de cyclistes tués reste assez faible dans ces pays d'après les données de la BICAR (cf. *annexe 2*). En revanche, les pays à faible ou moyen revenu qui comptabilisent, au niveau mondial, la grande majorité des morts sur les routes, montrent des pourcentages bien supérieurs : 33 % en Chine, entre 12 et 21 % en Inde (OMS 2004).

Concernant plus particulièrement la France, le nombre de cyclistes tués et blessés est donné en *annexe 2*. La baisse générale du nombre de victimes routières est également observée pour les cyclistes (-21 % entre 2002 et 2004). Elle reste néanmoins en deçà de la baisse moyenne calculée pour l'ensemble des usagers (-28 % entre 2002 et 2004).

Les études, assez peu nombreuses sur les victimes cyclistes (par rapport à celles concernant le piéton par exemple), ont néanmoins permis de dégager les constations générales suivantes sur les accidents cyclistes dans les pays industrialisés.

Personnes impliquées : Les accidents des cyclistes touchent principalement deux catégories d'âge : les enfants et les personnes de plus de 65 ans (Huijbers 1984, Boström 2001). La deuxième catégorie (les personnes âgées) est le groupe le plus à risque – 3 fois plus de probabilité d'être tué que pour une personne de 20-29 ans – (Simončič 2001).

Véhicules impliqués : Un peu plus de la moitié des véhicules impliqués dans les accidents cyclistes sont de taille moyenne et, à part égale, nous trouvons les véhicules de grande taille et de petite taille (20 %) (Olkkonen 2002).

Déroulement de l'accident cycliste : La configuration la plus fréquente est l'impact latéral sur le cycliste par la partie avant de la voiture, entre 60 et 72 % des cas (Huijbers 1984, McLundie 2002, Stone 2003). Elle survient dans deux situations caractéristiques : le véhicule tourne et heurte le cycliste venant en sens inverse (Stone 2003) ou, avant de tourner, la voiture heurte le cycliste venant perpendiculairement (Räsänen 1998). La réponse à l'impact du cycliste est différente de celle du piéton du fait que le premier a un centre de gravité plus haut que le second (Haight 1990). La cinématique du cycliste présente néanmoins des phases caractéristiques. En général, il est heurté par l'avant du véhicule au-dessous de son centre de gravité. Le cycliste s'enroule alors sur le capot du véhicule. Pour des vitesses inférieures à 25 km/h, le pare-brise est rarement heurté. Haight et Eubanks ont montré qu'entre 24 et 32 km/h, la tête du cycliste heurtait la partie basse du pare-brise, entre 32 et 40 km/h, elle percutait la partie haute et, pour des vitesses supérieures, le toit (Haight 1990). Un impact sur le bord d'attaque du toit est parfois constaté pour des vitesses inférieures à 40 km/h, il est en général causé par une extrémité du corps (Otte 1989).

Vitesse du cycliste : 60 % des cyclistes ont une vitesse inférieure à 5 km/h et 90 % sont à moins de 10 km/h (Maki 2003).

Blessures : D'après Otte, aucune blessure grave ne survient généralement avec des vitesses d'impact inférieures à 30 km/h (Otte 1989). Lors des accidents, deux parties corporelles sont le plus fréquemment touchées : la tête et les membres pelviens. Selon les auteurs et les données recueillies – résumés dans le tableau suivant –, c'est en général le membre pelvien qui est le plus souvent atteint. Les trois quarts des lésions sont des MAIS 1 ou 2 (Otte 1989). Notons que l'ONISR précise que les membres thoraciques présentent "un fort sur-risque" de blessure puisqu'ils sont également très fréquemment lésés (ONISR 2002a).

tête (%)	membre pelvien (%)	référence
74,5 (adultes) 72,4 (enfants)	79,8 (adultes) 81,7 (enfants)	(Otte 1989)
32	31	(Larsen 1991)
28	55	(Stutts 1999)
43	20 (fractures seules)	(Boström 2001)
42	33	(ONISR 2002a)
21	43	(Maki 2000 et 2003)

Tableau 4 : Répartition des blessures du cycliste sur les deux zones corporelles les plus souvent touchées (pourcentage rapporté à l'ensemble des victimes qui peuvent présenter des lésions à plusieurs segments corporels)

Concernant plus spécifiquement le membre pelvien, les fractures du fémur sont en général causées par le bord du capot et les fractures du tibia sont davantage provoquées par le pare-choc (Maki 2003). Les fractures les plus fréquentes concernent, dans l'ordre, le tibia, la fibula et le fémur (ONISR, 2002a). Les cyclistes sont moins touchés par les blessures sérieuses aux jambes que les piétons tandis qu'ils subissent davantage de blessures légères ou modérées (Maki 2000). Ainsi, les atteintes MAIS 2 telles les fractures simples sont 1,5 fois plus souvent observées chez les cyclistes que chez les autres victimes (ONISR 2002a). Dans 17 % des cas, la victime cycliste présentera, un an après l'accident, un handicap (*ibid.*).

Vitesse de la voiture : La moitié des véhicules impliqués dans un accident cycliste roulent en dessous de 35 km/h et les trois quarts en dessous de 50 km/h (Otte 1989, Olkkonen 2002). La vitesse influe sur les blessures. Une augmentation de la vitesse d'impact conduit à une diminution des blessures légères au profit des blessures graves (d'un facteur 8 entre des vitesses inférieures à 50 km/h et des vitesses supérieures à 70 km/h) (Otte 1989).

1.3. Aspects économiques

En moyenne, les accidents de la circulation coûtent 180 milliards de dollars US, par an, aux pays de l'Union Européenne (OMS 2004). Selon des estimations récentes (FHWA 2003) qui englobent les frais médicaux, les frais de services d'urgence, les dommages matériels, la baisse de la productivité et la diminution de la qualité de vie pour les victimes, le coût moyen d'un accident mortel reviendrait à 2 325 k€. En 2004, les victimes piétons et cyclistes en France auraient coûté, pour les seuls tués, près de 1,8 milliards d'euros. Il s'agit néanmoins d'une évaluation semble-t-il élevée par rapport à d'autres estimations. En France, d'après la DSCR (Direction de la Sécurité et de la Circulation Routières), le coût pour la collectivité d'un tué était estimé à 595 k€ en 1997, celui d'un blessé à 61,3 k€ et celui d'un blessé léger à 13 k€ (ONISR 2002b). Le coût des accidents présente néanmoins des variations importantes d'un pays à l'autre. Pour l'ensemble des victimes de la route, il peut varier de 0,7 % (Vietnam) à 4,6 % (États-Unis) du PIB (Jacobs 2000).

Pour les pays à faible revenu – qui paient le plus lourd tribut en victimes de la circulation, majoritairement des usagers vulnérables – le coût des accidents de la route dépasse la totalité des sommes perçues par ces pays au titre de l'aide au développement (OMS 2004).

2. Mécanismes de blessure

Il y a quelques années, les véhicules possédaient des pare-chocs très avancés qui, lors de collisions avec un piéton, causaient des blessures caractéristiques sur la victime :

- Des fractures de type Messerer : Elles apparaissent lors d'un chargement direct sur le tibia. La concentration de contraintes en compression entraîne soit le détachement d'un fragment cunéiforme, caractéristique de ce type de fracture, soit une fracture transverse du tibia (Rabl 1996, Yukawa 1997).
- Des blessures dites "lésions du pare-choc" (bumper injuries) correspondant à des contusions et des décollements des tissus mous du membre pelvien (Karger 2001).

Sur les véhicules modernes, le pare-choc a été redéfini : il présente une surface plus grande et plus arrondie et il est davantage incorporé dans la structure globale de l'avant. Cette réorganisation a apporté des changements perceptibles dans le particularisme des blessures du piéton. Néanmoins, lors des collisions impliquant un véhicule motorisé, le premier point d'impact reste le pare-choc (impact sur la jambe) suivi par le capot (contact avec la cuisse) (Yang 2002). Ces derniers sont les deux principales causes des blessures sur le membre pelvien (Mizuno 2001). Si les lésions caractéristiques citées ci-dessus (fracture Messerer et lésions de pare-choc) ne sont plus aussi représentatives avec les véhicules actuels, les mécanismes de blessure, propres à certaines configurations d'impact, sont assez bien connus pour les articulations du membre pelvien.

Cette partie se fonde sur les résultats d'analyse d'accidents réels (Terensiński 2001a, 2001b et 2002) ainsi que sur les essais expérimentaux reproduisant les configurations d'impact rencontrées par les usagers vulnérables (Kajzer 1990, 1993, 1997 & 1999). Les mécanismes de blessures présentés ci-dessous concernent essentiellement l'impact sur le membre pelvien du piéton. Très peu d'études expérimentales se sont intéressées aux mécanismes de blessures subis par le cycliste. Notre travail consistera donc à analyser dans quelle mesure ils diffèrent de ceux des piétons.

2.1. Biomécanique de la cheville

Lorsque le pied est en position de référence (plante du pied perpendiculaire à la jambe), trois axes orthogonaux peuvent être définis : l'axe longitudinal du pied, l'axe longitudinal de la jambe et l'axe transversal (bimalléolaire). La cheville peut se mouvoir en rotation autour de chacun de ces axes. Ces mouvements sont respectivement la supination/pronation, l'abduction/adduction et la dorsiflexion/flexion plantaire.

Ces mouvements sont physiologiques sous de petites amplitudes. S'ils sont "exagérés" suite à un impact, ils peuvent induire des lésions. Terensiński et Madro ont montré que quatre de ces mouvements étaient à l'origine des principaux mécanismes de blessures de la cheville lors d'accidents impliquant le piéton (Terensiński 2002). Les mouvements d'adduction / abduction, isolés, sont peu fréquents lors de telles configurations d'impact. Ils sont davantage rencontrés en combinaison avec les autres mécanismes de blessure.

- La **supination** : Le pied tourne autour de son axe longitudinal avec la plante qui s'oriente vers le côté médial. Les blessures communes de la cheville en supination sont la rupture du ligament fibulo-calcanéen et la fracture de la malléole médiale (cf. image 1 de la figure 7). Lors d'un impact médial sur le membre pelvien, la plupart des blessures (77 %) se produisent en supination (Terensiński 2001a).

- La **pronation** : le pied tourne autour de son axe longitudinal avec la plante qui s'oriente vers le côté latéral. En pronation, les blessures communes de la cheville sont la rupture du ligament deltoïdien et la fracture de la malléole latérale (cf. image 2 de la figure 7). Lors d'un impact latéral sur le membre pelvien, la plupart des blessures (72%) se produisent en pronation (Terensiński 2001a).

- La **dorsi-flexion** : La flexion autour de l'axe transversal rapproche le dos du pied de la face antérieure de la jambe. Les lésions communes sont la rupture du ligament talo-fibulaire postérieur et la

fracture malléolaire (cf. image 3 de la figure 7). Lors d'un impact avant sur le membre pelvien, la majorité des blessures (60 %) se produisent en dorsi-flexion (Terensiński 2001a).

- La **flexion plantaire** : flexion qui éloigne le dos du pied de la face antérieure de la jambe. Les blessures communes sont la rupture du ligament talo-fibulaire postérieur et la fracture malléolaire (cf. image 4 de la figure 7). Lors d'un impact arrière sur le membre pelvien, la majorité des blessures (43 %) se produisent en flexion plantaire (Terensiński 2001a).

Lors d'accidents, c'est en général une combinaison de ces mécanismes (éversion¹, inversion²) qui conduisent aux lésions de la cheville. Ainsi, la majorité des fractures malléolaires se produisent en éversion ou inversion. Un angle de 60° est le seuil lésionnel pour les malléoles et les ligaments de la cheville (Masson 1999 & 2005b).

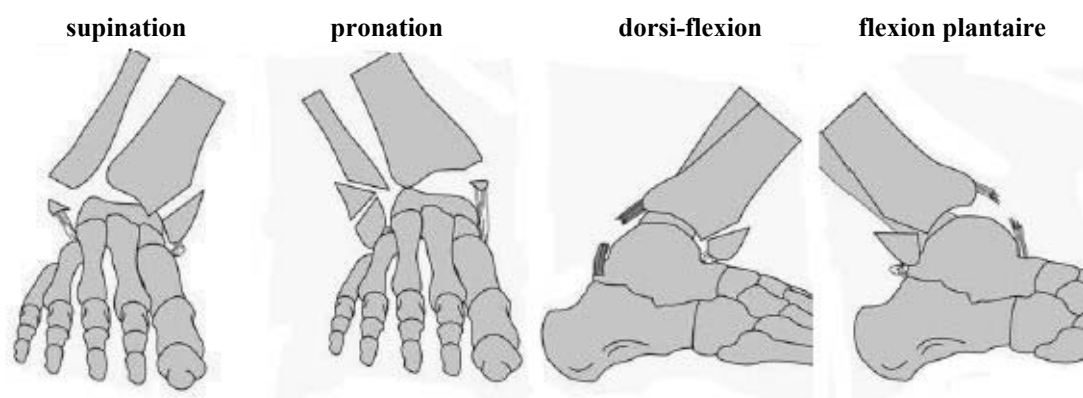


Figure 7 : Principaux mécanismes de blessures de la cheville (Terensiński 2002) en vues antérieures (à gauche) et latérales (à droite)

Dans le cas d'un impact direct sur la jambe, les blessures apparaissant sur la cheville s'expliquent par une déflexion du tibia et du fémur tandis que le pied, chargé par le poids du corps, est retenu par les forces de frottements au sol. Ainsi, sur la cheville, des forces en compression du côté de l'impact et des forces en traction du côté opposé (cf. figure 8 dans le cas de l'impact latéral) agissent et peuvent conduire aux différentes blessures présentées précédemment. Nous avons signalé qu'il y avait une correspondance entre la direction d'impact et le mécanisme de blessure (par exemple pronation pour l'impact latéral). Terensiński et Madro signalent que dans la majorité des cas où le mécanisme de blessure est autre que celui attendu, le choc sur le membre pelvien du piéton s'est produit relativement haut (au niveau de la cuisse ou du pelvis). Ce type d'impact conduit généralement à des **blessures "inversées"**, c'est-à-dire les blessures qui sont habituellement provoquées par un choc "bas" du côté opposé. Ce phénomène provient du fait que, lors d'un impact haut sur le membre pelvien, la déflexion de la jambe se produit dans la direction opposée à l'impact, produisant un ensemble inverse de sollicitations (traction et compression opposées à la figure 8). De tels cas peuvent survenir avec des véhicules ayant un avant haut et plat, tels les camions, les bus et les vans (Terensiński 2001a).

¹ éversion = dorsi-flexion + pronation + abduction

² inversion = flexion plantaire + supination + adduction

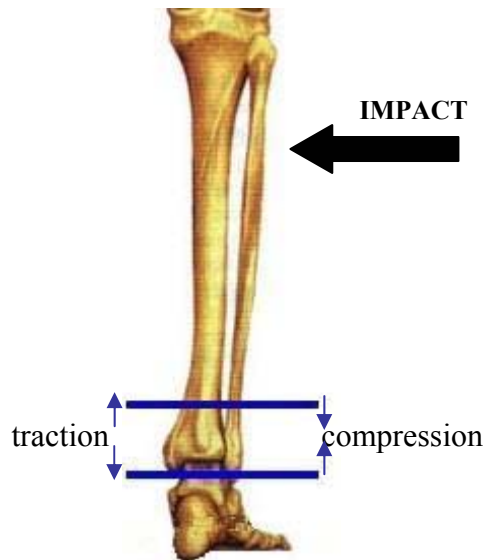


Figure 8 : Impact sur le côté latéral de la jambe et résultante des forces sur la cheville (vue postérieure)

2.2. Biomécanique du genou

Si, dans les années quatre-vingt, la redéfinition de la géométrie du pare-choc a diminué la fréquence d'apparition des blessures de type Messerer, elle a augmenté le risque de lésions sur les articulations, en particulier celle du genou (Terensiński 2001b). 80 % des victimes piétons présentent des lésions sur cette articulation, 94 % si on se limite aux impacts latéraux. Parmi ces victimes, près d'un sur deux (46 %) montre même des lésions aux deux genoux (*ibid.*).

2.2.1. Mécanismes articulaires

Comme pour la cheville, le genou présente des mouvements physiologiques limités en amplitude. Lors d'un impact avec un véhicule, les efforts développés peuvent "amplifier" ces mouvements jusqu'à atteindre des niveaux pathologiques. Ces mécanismes de blessure sont divisés en deux catégories : **avulsion** et **compression**. L'avulsion est moins extensive et localisée en général dans les régions d'insertion des ligaments – parties latérales des condyles pour l'avulsion des ligaments collatéraux, au-dessous de l'éminence intercondylienne pour l'avulsion des ligaments croisés –. L'avulsion d'un ligament s'accompagne du détachement d'un fragment d'os. C'est le cas de la fracture dite de Segond lorsqu'il s'agit d'un fragment du plateau tibial latéral au cours de l'avulsion du LCA. Les mécanismes compressifs sont davantage extensifs et se rencontrent souvent au niveau des condyles.

Classiquement, quatre mécanismes de blessure sont fréquemment observés :

- **L'hyperextension** : l'hyperextension rapproche la face antérieure du tibia de celle du fémur. Elle se caractérise par une rupture des ligaments croisés – qui assurent normalement la stabilité en flexion/extension du genou et bloquent l'hyperextension – et par l'augmentation du chargement en compression sur le bord antérieur du tibia (cf. image 1 de la figure 9). Pour le LCP, la rupture survient lorsque l'hyperextension dépasse les 30° (Dejour 1997). La majorité des blessures en hyperextension (70 %) se rencontrent lors d'un impact sur l'avant du membre pelvien (Terensiński 2001b).

La **translation postéro-antérieure** : Le tibia subit dans la direction postéro-antérieure un déplacement relatif par rapport au fémur. Le LCA participe principalement à la résistance à cette translation, c'est donc généralement la rupture de ce ligament qui se produit (cf. image 2 de la figure 9). La majorité des blessures en translation postéro-antérieure (72 %) se rencontrent lors d'un impact sur l'arrière du membre pelvien (Terensiński 2001b).

- La **flexion varus** : Il s'agit d'une flexion qui, dans le plan frontal, éloigne la face latérale de la jambe de celle de la cuisse. Elle provoque la rupture des ligaments collatéral latéral et croisé antérieur voire celle du ligament croisé postérieur. Des chargements importants se produisent sur le condyle médial et aux points d'insertion des ligaments (LCL et ligaments croisés) pour le fémur ainsi que sur le condyle tibial médial (image 3 de la figure 9). La grande majorité des blessures en flexion varus (85 %) se rencontrent lors d'un impact sur le côté médial du membre pelvien (Terensiński 2001b).

- La **flexion valgus** : Il s'agit d'une flexion qui, dans le plan frontal, éloigne la face médiale de la jambe de celle de la cuisse. Elle cause en général la rupture des ligaments collatéral médial et croisé antérieur voire celle du ligament croisé postérieur. Des contraintes importantes sont observées sur le condyle latéral et les points d'insertion des ligaments (LCM et ligaments croisés) pour le fémur ainsi que sur le condyle tibial latéral (image 4 de la figure 9). La plupart des blessures en flexion valgus (93 %) se rencontrent lors d'un impact sur le côté latéral du membre pelvien (Terensiński 2001b).

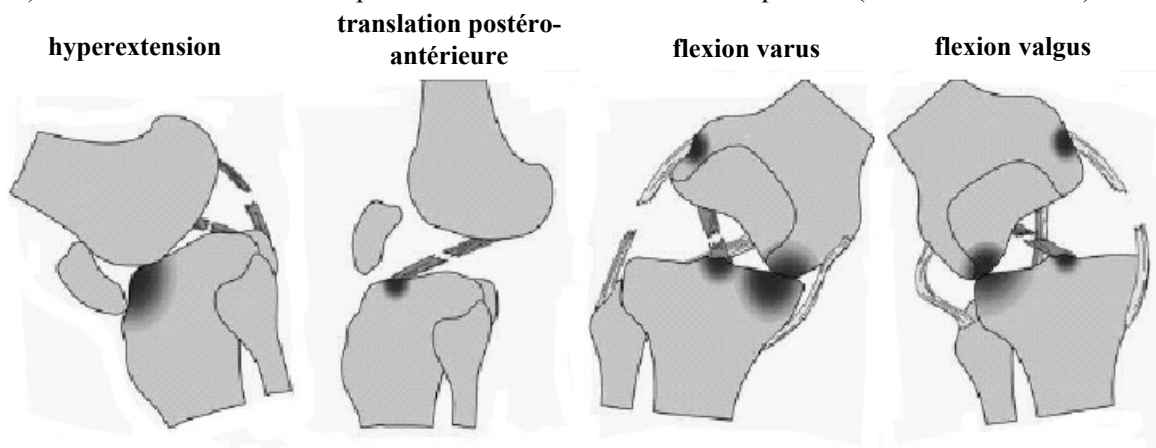


Figure 9 : Principaux mécanismes de blessures du genou (Terensiński 2002) en vues latérales (à gauche) et antérieures (à droite)

2.2.2. Cas de l'impact latéral

Le mécanisme de blessure est directement lié à la direction d'impact. Dans le cas de l'impact latéral (cas le plus fréquent de l'accident piéton), le côté médial du membre pelvien subit en général des forces en traction tandis que le côté latéral en subit en compression (image de gauche de la figure 10). Lorsque les blessures ne surviennent pas suivant le mécanisme pressenti, elles sont le plus souvent provoquées par le mécanisme inverse à celui attendu (flexion valgus pour l'impact latéral). Comme dans le cas de l'articulation de la cheville, ces cas "inverses" sont dus à des blessures provoquées par des impacts hauts sur le membre pelvien (cf. image de droite sur la figure 10), du type de ceux rencontrés lorsque le véhicule qui vient heurter la victime est un camion (Terensiński 2001b).

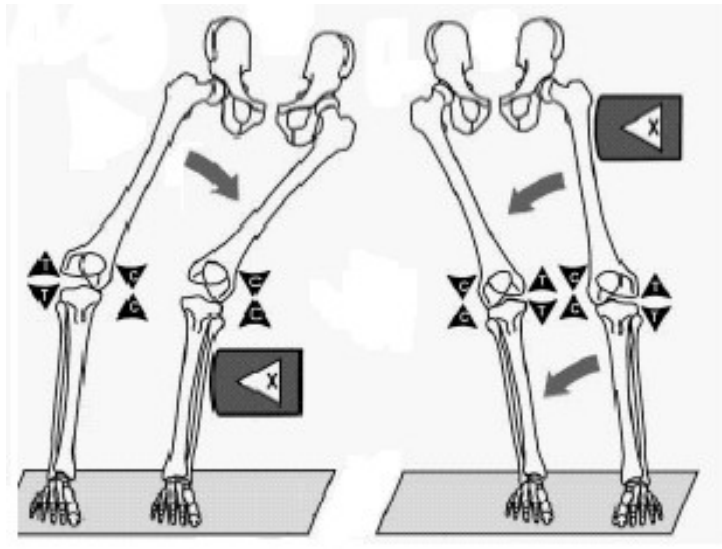


Figure 10 : Impact latéral bas (à gauche) et haut (à droite) sur membre pelvien (vues antérieures) et forces sur l'articulation du genou (Terensiński 2001b)
t : traction c : compression

2.3. Essais expérimentaux

2.3.1. Impact latéral sur la jambe

Kajzer et al. ont réalisé des essais expérimentaux afin d'analyser la réponse du membre pelvien à l'impact latéral ainsi que les mécanismes lésionnels mis en jeu. Le but des auteurs était surtout d'étudier la tolérance de l'articulation du genou pour des impacts (latéraux) à faible et forte vitesse. Des essais en cisaillement et en flexion ont donc été menés à 16 et 20 km/h durant une première campagne d'essais (Kajzer 1990 & 1993) puis à 20 et 40 km/h lors d'une seconde campagne (Kajzer 1997 & 1999). Dans la mesure où les hautes vitesses d'impact se rapprocheront davantage de nos simulations, nous présenterons plus particulièrement la seconde campagne d'essais menée à 20 et 40 km/h. Les dispositifs expérimentaux sont montrés sur la figure 11.

Dans les essais, un préchargement de 40 kg est appliqué sur le membre pelvien. L'impacteur utilisé a une masse de 6,25 kg. Pour les essais en cisaillement, le membre pelvien impacté (gauche) est en appui sur le sol. La partie proximale de la cuisse (au niveau du trochanter) et la partie distale médiale sont fixées par des plaques. L'impacteur vient heurter la face latérale de la jambe le plus près possible du genou (longueur 'a' petite sur la figure 11 pour favoriser le cisaillement) sans toutefois entrer en contact avec les condyles fémoraux. Dans les essais en flexion, le membre pelvien (droit) est heurté sur sa face médiale. Les parties distale et proximale du fémur sont maintenues fixes. Le pied repose sur une planche mobile de manière à éviter des frottements trop importants. L'impacteur vient heurter la jambe au niveau de la cheville (longueur 'a' grande sur la figure 11 pour favoriser la flexion). Dix sujets ont été utilisés dans les expérimentations à 40 km/h et cinq sujets dans les expérimentations à 20 km/h (Kajzer 1997 & 1999).

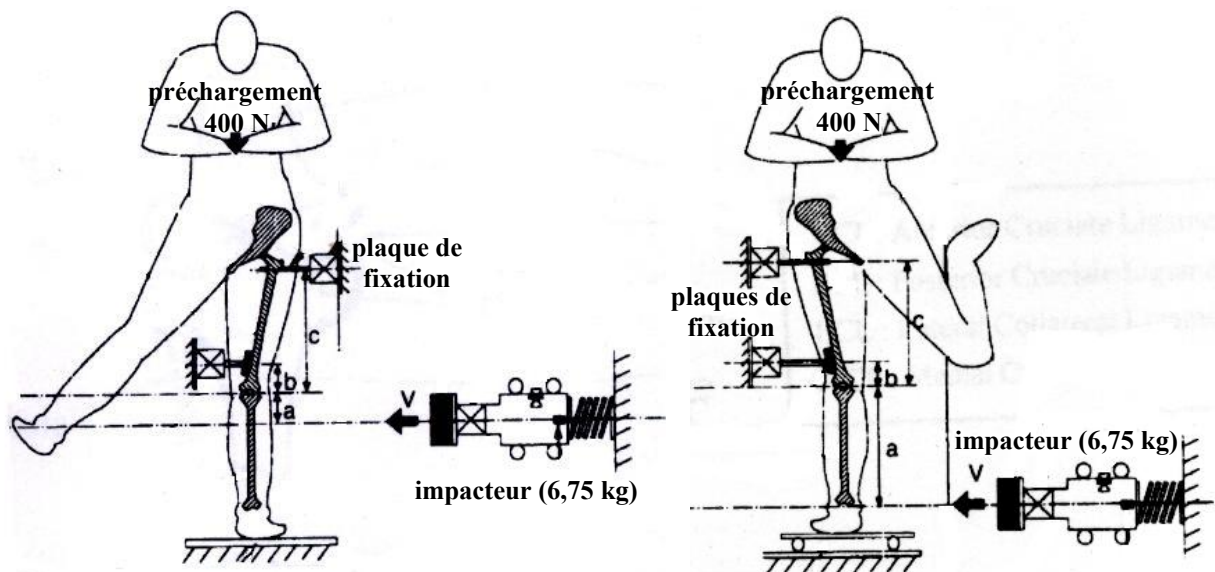


Figure 11 : Dispositifs expérimentaux pour les essais en cisaillement (à gauche) et en flexion (à droite)

En ce qui concerne les résultats des **essais en cisaillement** à 40 km/h, l'avulsion du LCA est apparue comme une lésion fréquente (6 cas sur 10 soit 60 %). L'avulsion du LCM s'est produite plus rarement (20 %). À 20 km/h, seul le LCA a été endommagé (avulsion pour 3 cas sur 5 soit 60 %). Pour les dommages osseux, à 40 km/h, la fracture métaphysaire ou épiphysaire du fémur est apparue dans six essais. Les autres dommages relevés sont des fractures métaphysaires du tibia (30 %) et du fémur (10 %) ainsi qu'une fracture (épiphyse ou métaphyse) tibiale (10 %). Seul un essai n'a pas conduit à des lésions. À 20 km/h, une seule fracture (pour cinq essais) a été observée, celle du fémur (diaphyse ou métaphyse). Grâce à des points particuliers de la jambe et de la cuisse repérés avec la cinématographie rapide, le déplacement en cisaillement (déplacement latéral du tibia relativement au fémur) et l'angle de flexion latérale de la jambe ont été mesurés. Le temps d'apparition de la première blessure est établi à partir des enregistrements d'accélération et de force. Les valeurs d'angle et de déplacement correspondantes sont alors relevées. Ces valeurs fournissent ainsi les seuils lésionnels en flexion et en cisaillement (Kajzer 1997 & 1999). Ces seuils sont rapportés, avec les forces de cisaillement et les moments de flexion, dans le tableau 5 en fonction de la nature de la première blessure.

Par rapport aux essais en cisaillement, les blessures ligamentaires sont apparues moins souvent lors **des essais de flexion** à 40 km/h. Elles comprennent l'avulsion du LCM (3 cas sur 10 soit 30%), du LCA (20 %) et du LCP (20 %). À 20 km/h, seul le LCM présente des dommages dans 2 essais sur 5 (40 %). En revanche, la fracture diaphysaire ou métaphysaire s'est produite fréquemment (70 %) à 40 km/h. Tous les essais ont conduit à au moins une blessure. À 20 km/h, seule la fracture du fémur (métaphyse ou métaphyse) s'est produite dans un essai (20 %). Les seuils lésionnels, obtenus suivant la même méthodologie que pour les essais en cisaillement, sont donnés dans le tableau 5 (Kajzer 1997 & 1999).

	blessure initiale	vitesse d'impact (km/h)	force de cisaillement (KN)	déplacement en cisaillement (mm)	moment de flexion (N.m)	angle de flexion (°)
essais en cisaillement	avulsion de ligament	40	2,7	23	752	4,9
		20	2,4	16	418	2,9
	fracture diaphysaire ou métaphysaire	40	2,9	28	501	2,5
	fracture épiphysaire	40	2,4	16	414	3
essais en flexion	avulsion de ligament	40	1,4	24	284	14,6
		20	1,6	12	358	12,3
	fracture diaphysaire ou métaphysaire	40	1,4	19	351	16,4
		20	0,9	5	205	12,3
	fracture épiphysaire	40	2,2	–	293	–

Tableau 5 : Seuils en cisaillement et en flexion obtenus suivant la nature de la première blessure (Kajzer 1997 & 1999)

2.3.2. Analyse des essais

L'analyse des précédents essais conjugués à d'autres expérimentations présentées dans la littérature a permis de mieux comprendre les processus conduisant aux lésions du membre pelvien.

Lors d'un *impact latéral* sur la jambe, la force induite par l'**impact direct** provoque des blessures articulaires (fracture des condyles, de l'éminence intercondylienne tibiale, etc.) et des fractures extra-articulaires (diaphyse du tibia, du fémur, tête de la fibula). Les fractures articulaires sont provoquées par les forces compressives entre les condyles tibiaux et fémoraux. Les fractures extra-articulaires sont causées par des concentrations très importantes de contraintes sur les diaphyses et métaphyses des os. Ces lésions surviennent entre 5 et 15 ms après l'impact (Kajzer 1997). Dans la zone d'impact, la blessure la plus fréquente est la fracture de la tête de la fibula. La force de résistance de cette dernière semble être plus faible que celle du condyle latéral tibial, la rupture de la fibula aurait donc un effet d'amortissement de l'impact direct qui protégerait la structure tibiale (Kajzer 1990).

Ensuite, la force transmise dans l'articulation du genou occasionne des blessures intra-articulaires, de type lésion de ligament, généralement entre 15 et 30 ms après l'impact. Deux mécanismes de blessure sont ici prépondérants : la flexion et le cisaillement. La **flexion** (valgus) conduit à la rupture ou l'avulsion du LCM et à la fracture du condyle médial (Kajzer 1993). Les ligaments croisés sont également chargés, mais dans des proportions moindres (*ibid.*). Le LCL est sollicité à des niveaux faibles par rapport aux autres ligaments. Quant au **cisaillement**, la blessure la plus fréquente est la rupture du LCA (Kajzer 1997, Kerrigan 2003). La fracture de l'éminence tibiale est une lésion commune qui survient lors du contact de celle-ci avec le condyle fémoral médial. Lors des essais en cisaillement de Kajzer et al. (Kajzer 1990), elle s'est produite dans 67 % des cas, ce qui en fait une blessure typique en cisaillement. Ce contact peut également conduire à la fracture de la partie latérale du condyle fémoral médial (Kerrigan 2003).

Des études ont néanmoins montré qu'il y a un lien entre les blessures intra et extra-articulaires : les lésions ligamentaires sont plus rarement observées lorsque des fractures osseuses se produisent (Cesari 1989 cité par Takahashi 2000). Le genou résiste donc à des chargements plus importants sans être endommagé lorsque des blessures extra-articulaires sont apparues antérieurement (Kajzer 1993).

Ainsi, Les fractures affectent le risque de dommage ligamentaire. Un autre phénomène de "protection" de l'articulation a été observé : la rotation longitudinale de la jambe. Du fait de l'asymétrie du genou, lors de l'impact latéral, les forces de réaction fémoro-tibiales n'agissent pas parfaitement suivant l'axe longitudinal. Cela provoque une rotation dans le plan sagittal, en plus de la flexion valgus. Une partie de la rotation s'effectue suivant la flexion physiologique, autorisée suivant des grandes amplitudes, ce qui aurait tendance à protéger l'articulation du genou (Kajzer 1993).

2.3.3. Généralisation à l'impact réel

Grösch et Hochgeschwender ont mené des expérimentations afin d'optimiser l'avant d'une voiture pour la sécurité des piétons et des cyclistes. Ces auteurs préconisent un pare-choc bas pour éviter le contact direct avec le genou et favoriser l'enroulement du piéton (ou du cycliste) sur le capot, préférable au cas où le véhicule roule sur la victime. Ils suggèrent aussi de trouver un bon compromis pour l'avancée du pare-choc, ni trop petite (la jambe pourrait être d'abord heurtée par la face avant, conduisant à un impact plus haut qui risquerait d'entraver le mouvement d'enroulement du corps) ni trop grande (déplacement de la jambe trop important par rapport au fémur, favorisant les blessures ligamentaires sérieuses) (Grösch 1989).

Kerrigan et al. suggèrent que, concernant le protocole d'essais, l'absence de préchargement sur le membre pelvien impacté lors de certaines expérimentations ne permet pas de reproduire l'accident piéton car le poids du corps n'est pas pris en compte (Kerrigan 2003). En effet, Terensiński et Madro ont remarqué que pour 92 % des victimes piétons, la blessure à la cheville était trouvée sur le membre pelvien supportant le poids du corps au moment de l'impact (Terensiński 2001a). Le chargement du corps sur le membre pelvien a donc un rôle décisif dans l'apparition de blessure (Kajzer 1997).

Pour ce qui concerne les critères de blessure qui diffèrent suivant les études, Kajzer et al. trouvent un facteur 3 entre le moment de flexion lésionnel calculé à faible vitesse (101 N.m) et à haute vitesse (284 N.m). Les auteurs concluent que les mécanismes de blessure et de tolérance issus d'essais à faible vitesse ne peuvent être transposés à des impacts à vitesses élevées (Kajzer 1997).

2.4. Critères de blessure

De nombreux travaux ont été réalisés pour évaluer les tolérances des structures osseuses et ligamentaires suivant les deux mécanismes de blessure prépondérants dans la présente configuration d'impact : la flexion latérale (limites lésionnelles en force, en moment et en angle) et le cisaillement (en force et en déplacement). Les seuils lésionnels sont résumés dans les tableaux suivants. Les valeurs sont données en fonction du lieu d'apparition de la première blessure (le fémur, le tibia ou les ligaments). Les résultats présentés précédemment pour les essais de Kajzer et al. ont également été inclus dans ces tableaux.

<i>fémur</i>						
vitesse impact (km/h)	force de flexion (kN)	moment de flexion (N.m)	angle de flexion (°)	force de cisaillement (kN)	déplacement en cisaillement (mm)	références
quasi-statique	2,6 (sens A-P) 2,6 (sens A-P)	234 228				(Yamada 1970)
quasi-statique	3,9	310				(Nyquist 1985)
27	3,053 (sens L-M) 5,697 (sens A-P) 8,2 (os frais A-P)	125 (torsion)		4,7 ± 1,4		(Kress 1993)
quasi statique (0,0006)	4,82					(Stromsoe 1995)
40		351	16,4	2,9 (dia. ou métaphyse)	28 (dia. ou métaphyse)	(Kajzer 1997)
NP				2-10	11	(Yang 1997)
4,3	4,3	412				(Kerrigan 2003)

Tableau 6 : Critères de blessure en flexion et cisaillement pour le fémur

A-P : antéro-postérieur L-M : latéro-médial dia. : diaphyse NP : non précisé

<i>tibia</i>					
vitesse impact (km/h)	force de flexion (kN)	moment de flexion (N.m)	force de cisaillement (kN)	déplacement en cisaillement (mm)	références
quasi-statique		164–208 suiv. âge			(Yamada 1970)
8,5-17	4,1 (sens A-P) 5 (sens L-M)	290 328			(Nyquist 1985)
27			3 5,4 (os frais)		(Kress 1993)
20		408			(Schreiber 1997)
NP			2-8	8	(Yang 1997)
5,2	3,6	310			(Kerrigan 2003)

Tableau 7 : Critères de blessure en flexion et cisaillement pour le tibia

A-P : antéro-postérieur L-M : latéro-médial NP : non précisé

<i>genou (ligaments)</i>					
vitesse impact (km/h)	<i>essai en flexion</i>		<i>essai en cisaillement</i>		références
	moment de flexion (N.m)	angle de flexion (°)	force de cisaillement (kN)	déplacement en cisaillement (mm)	
9,9	156	12,8°			(Levine 1984)
16 20	101 123	9° 11°			(Kajzer 1993)
Quasi statique	129	18,9°		10-15 (micro) 20-22 (macro)	(Ramet 1995)
40	284	14,6°	2,7	23	(Kajzer 1997)
20	358	12,3°	2,4	16	(Kajzer 1999)
2,2 4,3	137	12,0°	1,1		(Kerrigan 2003)
NP	143	12,7	1,231	14,9	(Van Rooij 2003)

Tableau 8 : Critères de blessure en flexion et cisaillement pour les ligaments du genou
micro : lésions microscopiques macro : lésions macroscopiques NP : non précisé

Suivant les auteurs (et les expérimentations), des différences parfois significatives apparaissent pour un même critère de blessure. Les écarts constatés peuvent être imputés aux variations présentes dans les protocoles expérimentaux (vitesse d'impact, position du membre pelvien, variabilité des sujets, etc.).

2.5. Essais réglementaires de protection pour les usagers vulnérables

Dans le cadre de l'EEVC (European Enhanced Vehicle-safety Committee), le groupe de travail 17 (WG17) a pour mission de proposer des méthodes d'essai pour évaluer, sur les véhicules, la protection des usagers vulnérables (piétons et cyclistes). Fondés sur des études expérimentales, les critères de protection proposés par le WG17 devront être utilisés pour la législation européenne.

Les recommandations du WG17 prévoient d'utiliser des impacteurs représentant les parties corporelles les plus vulnérables du piéton qui viennent heurter les principaux composants d'un avant de véhicule. Pour assurer la protection de l'utilisateur vulnérable, les véhicules testés devront se conformer aux critères établis en niveaux de force, de moment ou d'accélération. Quatre types d'impacteur ont été définis, associés à quatre lieux d'impact sur le véhicule (cf. figure 12). Deux impacteurs concernent spécifiquement le membre pelvien. L'impacteur dit "bas de la jambe" est composé de deux segments rigides (représentant le tibia et le fémur) recouverts de mousse (muscle et peau) et reliés par une articulation déformable (genou). Il vient heurter le pare-choc de la voiture avec une vitesse de 40 km/h. Trois essais au moins doivent être réalisés, l'un au centre et deux sur les tiers extérieurs du pare-choc. Leur localisation précise dépend de la géométrie de la voiture. L'impacteur "haut de jambe" consiste en une structure rigide recouverte de mousse. Il est propulsé avec une masse et une vitesse (jusqu'à 40 km/h) déterminées suivant la géométrie du véhicule et pour une énergie cinétique d'impact supérieure à 200 J. L'impact se produit au centre et aux angles du bord avant du capot (trois essais au minimum). Les impacteurs sont équipés de transducteurs, de jauges et d'accéléromètres afin que soient mesurés les différents paramètres qui seront comparés aux critères. Ces essais n'ont pas encore été rendus obligatoires par la législation, ils sont néanmoins déjà effectués par les constructeurs automobiles et des organismes de validation ou de certification – tel Euro NCAP par exemple –.

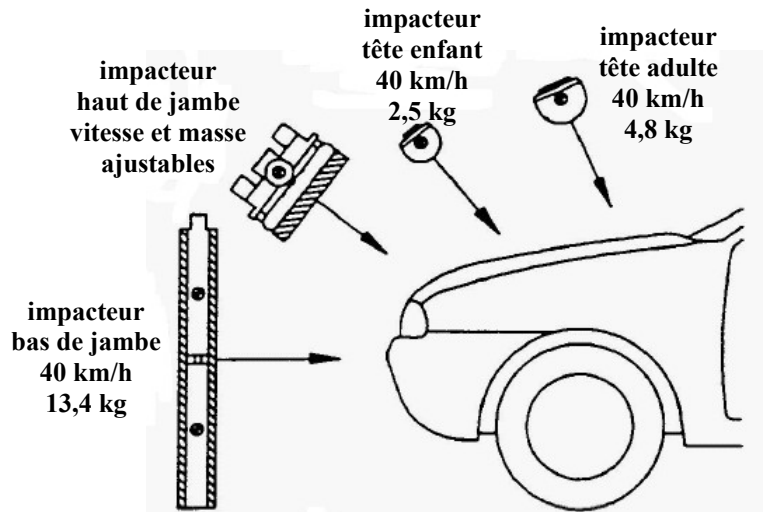


Figure 12 : Essais réglementaires pour la protection du piéton proposés par le WG17 (EEVC/WG17 2002)

En se basant sur des essais biomécaniques et des reconstructions d'accident, le WG17 propose, pour chacun des essais réglementaires, les niveaux maximaux requis pour assurer la protection des usagers vulnérables. Pour la jambe, les critères sont les suivants :

- *Collision de la jambe inférieure sur le pare-choc* : l'angle de flexion latérale du genou ne doit pas dépasser 15°, le déplacement maximale en cisaillement du genou ne doit pas dépasser 6 mm et l'accélération maximale mesurée sur la partie distale du tibia ne doit pas dépasser 150 g (EEVC/WG17 2002).
- *Collision de la jambe supérieure sur le bord avant du capot* : la somme instantanée des forces d'impact ne doit pas excéder 5 KN et le moment de flexion sur l'impacteur ne doit pas dépasser 300 N.m (EEVC/WG17 2002).

Grâce aux conclusions du WG17, la Commission européenne préconise d'utiliser ces dispositions à but législatif. Elle propose de baser la réglementation des véhicules (voitures et fourgonnettes) sur ces critères que les constructeurs devront satisfaire (CCE 2003). Ces mesures devraient être mises en place courant 2006. Elles pourraient être renforcées dans les années à venir.

3. Modélisation du membre pelvien de l'utilisateur vulnérable

Les premiers modèles mathématiques consacrés à l'étude des chocs automobiles datent des années soixante. À cette époque, le développement de l'informatique et des ordinateurs (plus performants, plus fiables et moins chers) conduit à utiliser ce nouvel outil pour reproduire les impacts caractéristiques en accidentologie. Trois types de modèle sont utilisés dans les simulations : les systèmes à masses concentrées, les systèmes multicorps et les modèles Éléments Finis.

Les premiers sont constitués de masses (corps rigides) connectées par différents types de liaisons. Par exemple, Lobdell a étudié la réponse du thorax chargé par un impacteur (Lobdell 1973 cité par Wismans 2004). L'impacteur, le sternum et les vertèbres furent modélisés par des masses ponctuelles et les différents éléments de contact (peau, muscles, connexion entre le sternum et la colonne vertébrale thoracique) par des ressorts et des amortisseurs.

Les systèmes à masses concentrées ne sont en fait qu'un cas particulier de la formulation générale multicorps. Celle-ci consiste en des éléments rigides interconnectés par des liaisons. En général, des ellipsoïdes sont utilisés comme représentation visuelle des segments corporels et fournissent des surfaces de contact pour les éléments intervenant dans l'impact. En accidentologie, le premier modèle multicorps a été développé par McHenry. Il consistait en un modèle 2D du corps humain maintenu par un système de retenue de véhicule (McHenry 1963 cité par Bedewi 1996). Le modèle présentait une bonne adéquation avec les résultats expérimentaux, ce qui confirmait le potentiel de telles méthodes d'analyse. Les années soixante-dix ont vu le développement de nombreux modèles multicorps 2D et 3D : Robbins et al. (1972 & 1974), Huston et al. (1974), Fleck et al. (1974) – références données par Wismans (Wismans 2004) –. Durant cette décennie et la suivante, les modèles utilisés pour l'étude des chocs automobiles et de la sévérité des impacts étaient majoritairement des modèles multicorps. Nécessitant un temps de calcul assez court, ils étaient donc particulièrement bien adaptés à des situations d'impact pour lesquelles de nombreux facteurs interviennent. Plus récemment, l'utilisation des modèles multicorps a été étendue à des usagers de la route autres que les occupants de voiture, tels les cyclistes (Huijbers 1988) et les piétons (Janssen 1991, Ishikawa 1993, Yang 1997).

Les modèles Éléments Finis apparaissent dans les années soixante-dix. Entre 1970 et 1985 se produisent la genèse et le développement des premiers modèles associés à des problèmes de mécanique complexes. L'un des tout premiers modèles concernant des impacts de segments corporels a été réalisé par Shugar et Katona pour la tête. Ce modèle 3D comprenait le crâne et le cerveau dont la réponse numérique fut comparée à des résultats expérimentaux (Shugar 1975). Depuis 1985, les modèles n'ont eu de cesse de gagner en précision avec une augmentation sensible des détails géométriques et de la complexité des structures. Cette expansion alla de pair avec le développement des performances des calculateurs qui ont réduit les temps de calcul. Du fait de la diversité des géométries et des matériaux, l'utilisation de l'approche Éléments Finis est apparue particulièrement bien adaptée à l'étude des sollicitations locales des structures. L'un des premiers modèles incluant (quasiment) l'ensemble du corps humain a été réalisé en 1994 par Huang et al. Il a permis de reproduire des impacts latéraux sur l'épaule, l'abdomen et le pelvis qui ont été confrontés aux résultats expérimentaux (Huang 1994). Le modèle a été capable de prédire correctement la réponse des segments corporels et l'approche Éléments Finis est apparue, aux yeux des auteurs, comme la méthode la plus précise pour l'étude d'impacts dans ce type d'environnement. Le développement de modèles consacrés aux impacts des structures corporelles rencontrés en accidentologie s'est accéléré ces dernières années. Les principaux modèles vont être présentés dans les prochains paragraphes. Malgré l'efficacité des codes de calcul aujourd'hui disponibles, des améliorations restent nécessaires. En particulier, la modélisation de la rupture (et de sa propagation) est encore aujourd'hui difficilement prise en compte en dynamique rapide (Drazetic 2003).

Nous allons exposer les travaux réalisés suivant les méthodes multicorps et éléments finis, avec une attention particulière pour la seconde approche qui sera utilisée dans la suite de ce travail. Cette présentation s'attache spécialement aux études du membre pelvien pour les usagers vulnérables.

3.1. Modèles multicorps

Les modèles multicorps sont constitués d'ellipsoïdes rigides interconnectés par des liaisons cinématiques. Ces liaisons font office d'articulations en limitant dans les domaines physiologiques les amplitudes des mouvements d'un segment relativement aux segments contigus. Un exemple de modèle multicorps (Depriester 2005) est présenté sur la figure 13. Les lésions sont estimées à partir de critères (en moments) définis sur ces articulations.

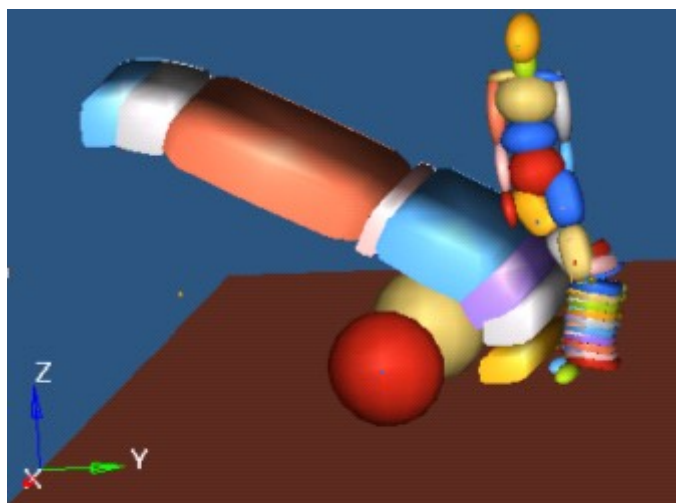


Figure 13 : Modèle multicorps utilisé dans la reconstruction de l'impact du piéton (Depriester 2005)

3.1.1. Étude paramétrique

Avec un modèle multicorps, Konosu et al. ont mis en exergue trois paramètres fondamentaux pour la reconstruction d'impact impliquant l'utilisateur vulnérable : la vitesse d'impact, la géométrie du véhicule (y compris son mouvement de tangage lors du freinage) et les conditions d'impact sur la jambe (Konosu 2000). L'importance de ces paramètres a été soulignée dans la plupart des études multicorps.

Vitesse de la voiture : Yang et Lövsund ont testé plusieurs vitesses (25 à 39 km/h) d'impact latéral sur le piéton. Les auteurs ont montré que cette vitesse avait une influence prépondérante sur la force d'impact, la rotation du genou et sur la déformation du LCM (Yang 1997).

Huijbers et Janssen ont conduit des simulations d'impact cycliste à 30 et 40 km/h. Le cycliste a une trajectoire plus longue (i.e. il heurte le pare-brise plus haut) lorsque la vitesse augmente (Huijbers 1988). En revanche, la vitesse du cycliste n'a qu'une faible influence sur les résultats. Par rapport à une simulation où le cycliste est immobile, lui imposer une vitesse (20 km/h) ne fait que peu varier les accélérations maximales des segments corporels (*ibid.*).

Géométrie du véhicule : C'est un facteur essentiel dans l'impact de l'utilisateur vulnérable. En particulier, le capot et le pare-choc (par le biais de leur hauteur, leur rigidité, etc.) sont les deux principaux éléments influençant la cinématique globale et la sévérité des blessures des piétons (Liu 2002). Yang et Lövsund ont testé plusieurs hauteurs de pare-choc, avec des rigidités différentes. Ils ont conclu que la hauteur du pare-choc influençait la rotation du genou ainsi que la déformation des ligaments de l'articulation (Yang 1997). En se basant sur la reproduction d'essais expérimentaux (31 km/h, impact latéral sur la jambe), Yang et al. ont montré que, en configuration d'impact piéton, les ligaments les plus sollicités sont le LCM (rupture avec une configuration de pare-choc haut et rigide) et le LCA. La force d'impact, l'accélération maximale de la jambe et les élongations des LCA et LCM augmentent avec la rigidité du pare-choc. Outre les déformations ligamentaires, les auteurs suggèrent que la force de contact entre les condyles est un facteur adéquat pour mesurer la réponse du genou (Yang 1993). Liu et al. ont testé plusieurs modèles de voiture, de l'utilitaire à la voiture de tourisme (large ou

compact) lors d'un impact piéton. Il y a un risque plus important pour le haut du corps avec les vans et les utilitaires tandis que les voitures de tourisme sont plus agressives pour le membre pelvien (Liu 2002).

Quant à l'impact cycliste, Huijbers et Janssen ont testé plusieurs géométries de véhicules. Des avants de véhicule plus bas conduisent à des pics d'accélération plus petits sur le membre pelvien (par rapport aux avants hauts) (Huijbers 1988). Plus globalement, un avant plus bas aura tendance à augmenter la trajectoire du cycliste sur le véhicule (Maki 2000). En ce qui concerne les matériaux, une modification de l'avant du véhicule – au travers de sa masse volumique – n'a aucun effet sur les valeurs d'accélération (Huijbers 1988).

Conditions d'impact sur la jambe : Lors de la reproduction d'expérimentations (impacts latéraux sur le piéton), Ishikawa et al. ont trouvé que la cinématique d'un segment corporel dans la simulation est similaire à celle des essais seulement lorsque les blessures apparaissent sur ce segment corporel sont légères. Dans le cas contraire, les réponses présentent des dissimilitudes importantes (Ishikawa 1993). Yoshida et al. ont également conclu que la cinématique de la jambe était, dans leurs simulations, semblable à celle des essais reproduits excepté pour l'essai où une fracture de la jambe apparaissait. La différence observée était alors attribuée au fait que la simulation n'a pas tenu compte de l'apparition de cette blessure (Yoshida 1998). D'après ces résultats, *la modélisation des blessures apparaît comme un facteur essentiel à la conformité des simulations par rapport à l'expérimentation.*

D'autres facteurs propres à la configuration d'impact ont une influence significative. Les résultats sont fortement influencés par l'anthropométrie de la victime (Van Rooij 2002) et par sa position pré-impact (Janssen 1991). Plus particulièrement, Serre et al. ont analysé différentes positions du cycliste pour la reconstruction d'accidents réels. Les auteurs ont montré que la position initiale avait une influence significative sur la cinématique globale du sujet (Serre 2004). Enfin, Huijbers et Janssen ont trouvé que la présence et la valeur du coefficient de frottement entre le véhicule et le cycliste n'a que peu d'effet sur les résultats (Huijbers 1988). De même, la valeur du coefficient de frottement entre le sol et la roue de la bicyclette a une influence faible (*ibid.*).

3.1.2. Étude lésionnelle

Si nous avons insisté sur l'utilisation des modèles multicorps pour l'étude de la cinématique et les valeurs d'accélération, des critères permettent également d'estimer les blessures. L'étude des blessures dans les simulations multicorps s'est beaucoup appuyée sur les résultats expérimentaux en tant qu'outils de comparaison. Pour cela, des essais ont été reproduits avec les modèles multicorps.

Reproduction des expérimentations : Yang et al. ont simulé, avec un modèle multicorps, les essais en cisaillement et en flexion de Kajzer et al. (1990 et 1993). De par la difficulté de définir des critères de rupture en déformation pour les ligaments, les auteurs considèrent deux seuils : le premier (12 %) étant la limite marquant une rupture partielle du ligament, le second (20 %) une rupture totale. S'appuyant sur leur simulation, ils ont montré que le déplacement en cisaillement provoquait l'étirement axial du LCA jusqu'à un certain niveau de déformation et une force en cisaillement sur l'insertion qui peut provoquer l'avulsion du ligament. Les lésions se produisent dans les 10 ms suivant le déclenchement du cisaillement (vitesse d'impact 15 et 20 km/h). Quant aux essais de flexion, la rupture du LCM se produit entre 15 et 50 ms après l'impact avec un angle de flexion latéral du genou de 15° (15 km/h) et 18° (20 km/h) (Yang 1995).

Wittek et al. ont aussi reproduit en multicorps des essais de Kajzer et al. (1997 et 1999). Par rapport aux essais expérimentaux, Wittek et al. ont mis en exergue deux phases. Lors de la première phase associée à l'apparition éventuelle des blessures, les paramètres étudiés (flexion, cisaillement, etc.) ne sont pas affectés par le type de blessure qu'il peut se produire. Dans la phase suivante, les variations de ces paramètres (entre les simulations et les essais expérimentaux) augmentent. Du fait de la difficulté à modéliser directement les fractures avec un modèle multicorps, les auteurs suggèrent d'établir des corridors expérimentaux, lorsqu'ils servent de comparaison aux simulations, constitués des essais pour

lesquels aucune fracture ne survient (Wittek 2000). Pour tenir compte de la rupture, Van Rooij et al. ont modifié les fonctions de rigidité en flexion et en cisaillement du genou de façon à ce que la rigidité diminue lorsque les critères en flexion et en cisaillement, établis suivant leurs essais, sont atteints (Van Rooij 2003).

Les différentes influences sur les paramètres mesurées dans les travaux multicorps présentés ici sont résumées dans le tableau suivant. Ce tableau n'inclut que les résultats concernant le membre pelvien.

paramètres	hauteur du pare-choc	rigidité du pare-choc	avancée du pare-choc	hauteur du bord avant	rigidité du bord avant	vitesse du véhicule	références
<i>force d'impact</i>	—	forte					(Yang 1993)
	—	forte	faible	—	—	très forte	(Yang 1997)
						forte	(Liu 2002)
<i>flexion lat. du genou</i>	forte	faible	forte	forte	—	très forte	(Yang 1997)
	forte	forte	forte	faible			(Liu 2002)
<i>cisaillement</i>	forte		forte	faible		forte	(Liu 2002)
<i>moment de flexion du genou</i>		forte				—	(Janssen 1991)
<i>accélération de la jambe</i>	forte	faible (densité)	forte			forte	(Huijbers 1988)
	—	forte					(Yang 1993)
		forte				forte	(Liu 2002)
<i>déformation du LCM (%)</i>	forte	faible					(Yang 1993)
	forte	faible	forte (suivant rigidité du bord)	forte	forte (suivant avancée du pare-choc)	très forte	(Yang 1997)
<i>déformation du LCA (%)</i>	forte	faible					(Yang 1993)
<i>déformation du LCP (%)</i>	forte	faible					(Yang 1993)
<i>force condylienne</i>	forte	très forte					(Yang 1993)

Tableau 9 : Influence des données d'entrée de la voiture sur les paramètres mesurées dans les simulations multicorps (— signifie qu'aucune influence n'a été constatée, en gris lorsque l'influence n'a pas été évaluée)

3.2. Modèles Éléments Finis

Les parties corporelles les plus fréquemment modélisées par Éléments Finis sont la tête (Shugar 1975, Zhang 2001, Dokko 2003, Autuori 2005) et le membre pelvien. Pour ce dernier, de nombreux modèles ont été utilisés pour l'étude des structures osseuses et articulaires. Ces modèles ne sont parfois constitués que de l'articulation fémoro-tibiale. Celle-ci est soumise à des conditions de chargement (Bermond 1993, Bendjaballah 1995, Penrose 2002) ou étudiée lors de la reproduction de mouvements passifs (Blankevoort 1996, Périé 1998, Hart 1999, Li 1999, Haut Donahue 2003). D'autres modèles, plus complets, incluent la totalité du membre pelvien. Les auteurs s'intéressent à la réponse du modèle à l'impact (Wykowski 1998, Beillas 2004) et, plus spécifiquement, dans une configuration d'impact piéton (Yang 1996, Schuster 2000, Takahashi 2000, Arnoux 2002, 2004 & 2005). Enfin, des modèles entiers du corps humains ont été développés tels les modèles THUMS (Maeno 2001, Nagasaka 2003, Chawla 2004) et HUMOS (Thollon 2002). Bien que non dédiés au seul membre pelvien, ces modèles fournissent des indications sur la réponse de ce segment corporel lors d'un impact piéton (Howard 2000, Koch 2000). Parmi toutes les études compulsées pour réaliser cette partie

bibliographique, un seul modèle Éléments Finis a fait une première approche de l'impact cycliste (McLundie 2002).

Cette étude bibliographique s'est quasi limitée à l'impact sur le membre pelvien d'un usager vulnérable. C'est en général le piéton qui a fait l'objet d'études numériques, les études sur le cycliste avec un modèle Éléments Finis étant rares dans la littérature. Les résultats obtenus avec le modèle de membre pelvien utilisé dans la suite de notre étude, bien qu'ayant fait l'objet de publications, n'ont pas été inclus dans cette partie bibliographique. Ils feront l'objet d'une description détaillée (incluant les études déjà publiées) dans la partie relatant la modélisation pour la présente étude (*Chapitre III*).

3.2.1. Constitution des modèles

Les choix de modélisation des parties anatomiques, propres aux modèles et à leurs objectifs d'étude, sont résumés ci-dessous. Les modèles auxquels ils font référence sont explicités dans le tableau 10.

Os : Ils sont en général constitués d'éléments surfaciques modélisant la partie corticale et entourant les éléments volumiques formant l'os spongieux. Dans certains modèles simplifiés, les os ne sont constitués que d'éléments coques, d'éléments solides, ou d'éléments poutres. Les os sont parfois définis en corps rigides. Dans ce dernier cas, le modèle ne permet pas de prédire les fractures. De nombreux modèles, y compris pour l'étude du membre pelvien, ne contiennent pas la fibula ou/ni la patella, certains auteurs estimant que leur présence n'a aucune incidence sur la simulation (Bermond 1993).

Ligaments du genou : Ils sont le plus souvent constitués d'éléments coques ou d'éléments 1D (voire d'une combinaison des deux) ou, plus rarement, d'éléments volumiques. De façon simplifiée, l'appareil ligamentaire peut être remplacé par une liaison cinématique ou par des chargements aux points d'insertion présumés des ligaments. Ce choix de modélisation ne permet pas de prédire les blessures ligamentaires.

Ménisques : Assez rarement présents dans les modèles, les ménisques sont modélisés, le cas échéant, avec des éléments solides. Bendjaballah et al. ont utilisé un matériau composite : la matrice des ménisques est constituée d'éléments solides tandis que les fibres sont composées d'éléments poutres (Bendjaballah 1995). L'influence que pouvait avoir les ménisques dans le modèle Éléments Finis – "tenue" de l'articulation du genou ou laxité – a fait l'objet de plusieurs études numériques. En l'absence des ménisques, le déplacement postérieur du fémur par rapport au tibia croît significativement lors de chargements axiaux (Bendjaballah 1995). En imposant une impulsion sur la partie distale du tibia le long de l'axe longitudinal, Penrose et al. ont montré que la force de contact tibia/fémur, sans les ménisques, augmente de 15 % par rapport à la simulation où ils furent présents (Penrose 2002). En l'absence des ménisques (et des structures capsulaires), la flexion interne de l'articulation est insuffisamment bien simulée. Cette absence peut même conduire à un modèle articulaire du genou peu stable sous certaines conditions de chargement et pour certaines positions (Blankevoort 1996, Li 1999). Périé et Hobatho ont également montré que la présence des ménisques a une influence sur la répartition des surfaces de contact et des pressions dans l'articulation fémoro-tibiale (Périé 1998). La plupart des auteurs suggèrent donc que la modélisation des ménisques revêt une importance non négligeable.

Cartilage : Comme pour les ménisques, de nombreux modèles n'incluent pas de cartilage. Dans les modèles où il est présent, le cartilage est constitué dans la majorité des cas d'éléments solides.

Peau et muscles : La peau est généralement modélisée avec des éléments coques. Les muscles sont souvent absents des modèles – ou modélisés par des éléments volumiques dans leur forme "passive" –. L'influence des muscles dans les modèles Éléments Finis du membre pelvien en dynamique rapide est contestée. Dans le cas du piéton, Piazza et Delp ont montré que le processus musculaire intervenant dans la marche crée des moments articulaires. En particulier, le muscle droit du fémur canalise l'amplitude de la flexion du genou (Piazza 1996). Si l'on veut, lors de l'impact piéton,

modéliser le processus de marche – en particulier la phase de balancement de la jambe – Selles et al. ont conclu que l'activité musculaire requiert d'être incorporée dans les modèles (Selles 2001). Beillas et al. ont utilisé un modèle Éléments Finis du membre pelvien pour étudier la réponse du genou à un impact suivant l'axe tibial. L'action des muscles, mesurée expérimentalement avec des EMG et modélisée par des ressorts, est augmentée et diminuée de 50 % de façon à évaluer son influence. Les auteurs ont trouvé que l'action musculaire ainsi modélisée avait un effet relativement limité. Une modification de 50 % n'engendrait, au plus, qu'une variation de 15 % des résultats (Beillas 2004). L'influence faible relevée par ces auteurs peut être due à la situation d'impact considérée et à la modélisation simplifiée des muscles. Une modélisation bio-fidèle des muscles du membre pelvien, formés de ressorts (composante élastique) et d'éléments solides (composante visco-élastique), a été utilisée lors de la reproduction d'un impact frontal pour un occupant de véhicule (Behr 2005b). Les contraintes de Von Mises mesurées sur le tibia montrent une augmentation de 10 MPa lorsque les muscles sont contractés, ce qui peut être suffisant pour entrer dans le domaine lésionnel. Cet état de contraction, transférable à l'usager vulnérable, pourrait s'avérer non négligeable dans la modélisation de l'impact.

Articulations de la cheville et de la hanche : Comme les études sont en général centrées sur le genou, ces deux articulations, dans les modèles complets de membre pelvien, sont souvent représentées par des liaisons cinématiques. Cette simplification nécessite les relations force/déplacement en translations et moment/angle en rotations. Les valeurs doivent correspondre aux plages réelles de mouvements (i.e. limiter l'amplitude des rotations et des translations au domaine physiologique). Audu et Davy ont ainsi donné une courbe en double exponentielle pour définir les mouvements passifs de la hanche. Cette formulation consiste à définir des moments articulaires modérés lorsque les articulations ont des angles faibles et des moments importants lorsque les angles s'approchent des limites articulaires (Audu 1985).

références du modèle EF	structures osseuses					tissus mous				
	os cortical				os spongieux	ligaments genou	cartilage	ménisque	muscles passifs	peau
	fémur	tibia	fibula	patella						
Arnoux 2001, 2002, 2004 & 2005	Surf	Surf	Surf	Surf	Vol	Surf et 1D	Vol	Vol	Vol	Surf
Bendjaballah 1995*	Vol	Vol	N	Vol	N	1D	Vol +Poutres	Vol	N	N
Bermond 1993*	Surf	Surf	N	N	N	1D	N	N	N	N
Blankevoort 1996*	NP	NP	N	N	N	1D	Vol	N	N	N
Hardy 2000 Howard 2000 Koch 2002**	Poutres	Poutres	N	N	N	1D	N	N	Sol	N
Haut Donahue 2003*	NP	NP	N	N	N	1D	Vol	Vol	N	N
Li 1999 *	Surf	Surf	N	Surf	N	1D	Vol	1D	N	N
Maeno 2001 Nagasaka 2003 Chawla 2004**	Surf	Surf	Surf	Surf	Vol	Surf	NP	Vol	Vol	Surf
Penrose 2002*	Surf	Surf	N	Surf	N	Vol croisés Poutres collat.	Vol	Vol	N	N
Périer 1998*	Vol	Vol	N	N	N	1D	Vol	Vol	N	N
Schuster 2000	Surf	Surf	Surf	Surf	Vol	1D	Vol	Vol	Vol	Surf
Takahashi 2000 Takahashi 2001	Surf	Surf	Surf	N	Vol	Surf	Vol	Vol	Vol	Surf
Thollon 2002	Surf	Surf	Surf	Surf	Vol	Surf et 1D	N	N	Vol	Surf
Wykowski 1998	Surf	Surf	Surf	Surf	Vol	Surf	NP	NP	N	N
Yang 1996	Vol	Vol	N	N	Vol	Surf +1D	N	N	N	N

* modèle ne comprenant que l'articulation du genou

** modèle comprenant le corps entier dont le membre pelvien

Tableau 10 : Types d'éléments utilisés pour modéliser les structures anatomiques de l'articulation fémoro-tibiale dans différents modèles Éléments Finis, l'abréviation Vol indique l'utilisation d'éléments volumiques, Surf pour des éléments coques, 1D pour des éléments linéiques ou des ressorts, N lorsque la structure n'a pas été modélisée et NP lorsque le type d'élément n'a pas été précisé par les auteurs

L'ensemble des éléments utilisés dans les différents modèles Éléments Finis présentés précédemment est résumé dans le tableau suivant. Les logiciels commerciaux utilisés dans les simulations présentées sont : Radioss (Schuster 2000, Arnoux 2001, 2002, 2004 & 2005, Beillas 2004) commercialisé par Mécalog, Pamcrash (Bermond 1993, Wykowski 1998, Takahashi 2000 & 2001, Maeno 2001, Penrose 2002, Nagasaka 2003, Chawla 2004) commercialisé par ESI, LS-DYNA (Yang 1996, Hardy 2000, Howard 2000, Koch 2002, McLundie 2002) commercialisé par LSTC ou Abaqus (Périé 1998, Keyak 1998, Li 1999, Arnoux 2000, Haut Donahue 2003) développé par Abaqus Inc.

3.2.2. Paramètres des matériaux biologiques

Les paramètres utilisés pour les structures osseuses sont résumés dans les tableaux suivants. Pour ce qui concerne les os (tableau 11 à 13), des valeurs obtenues lors d'essais expérimentaux ont également été indiquées (Yamada 1970, Burstein 1976) dans la mesure où ces résultats sont utilisés dans plusieurs modèles.

fémur	module élastique (MPa)	coef. de Poisson	limite élastique (MPa)	contrainte à rupture (MPa)	déf. plastique (%)	déf. à rupture (%)	densité (kg/m ³)	propriétés de matériau	références
	17 259 – 20 201			122 – 151					(Yamada 1970)
	17 000 (jeune) 15 600 (âgé)		120 104	140 120					(Burstein 1976)
	17 600	0,326	120	140			1 900	NP	(Bermond 1993)
cortical spongieux	16 500 1650	0,35 0,35	124 14-19				1850 676	viscoélastique linéaire isotrope	(Yang 1996)
	17 000	0,3						élastique linéaire isotrope	(Périé 1998)
cortical spongieux	17 660 531	0,326 0,3						élastique linéaire isotrope	(Wykowski 1998)
cortical spongieux	17 000 300	0,35 0,5		130-190 1,4-2,1		2,2-2,7 3,3-4,6	1 900 600	isotrope transverse	(Schuster 2000)
cortical spongieux tête fémorale	14 317 295 792		114,1 3,7 9,1	123,3 3,7 9,1	0,8 1,25 1,15	2,0 13,4	1 850 600	élasto- plastique	(Takahashi 2000)
cortical spongieux	9 000 – 15 000 10 – 450	0,3 0,3	80 – 120 10 – 15	110 – 130 15		2 – 3 3		élasto-plastique	(Arnoux 2002, 2004 & 2005)
	14 000		122,5					NP	(Nagasaka 2003)

Tableau 11 : Propriétés de matériaux du fémur

NP : non précisé coef. : coefficient déf. : déformation

tibia	module élastique (MPa)	coef. de Poisson	limite élastique (MPa)	contrainte à rupture (MPa)	déf. Plastique (%)	déf. À rupture (%)	densité (kg/m ³)	propriétés de matériau	références
	18 044 – 20 593			140 – 170					(Yamada 1970)
	18 900 (jeune) 29 200 (âgé)		126 131	161 156					(Burstein 1976)
	18 400	0,326	130	150				NP	(Bermond 1993)
cortical spongieux	16 500 1650	0,35 0,35	143 14-19				1850 676	viscoélastique linéaire isotrope	(Yang 1996)
	17 000	0,3						élastique linéaire isotrope	(Périé 1998)
cortical spongieux	18 400 531	0,326 0,3						élastique linéaire isotrope	(Wykowski 1998)
cortical spongieux	17 000 300	0,35 0,5		130-190 1,4-2,1		2,2-2,7 3,3-4,6	1 900 600	isotrope transverse	(Schuster 2000)
	20°033		129	138,1	0,63	1,5	1850	élasto- plastique	(Takahashi 2000)
cortical spongieux	9 000 – 15 000 10 – 450	0,3 0,3	80 – 120 10 – 15	110 – 130 15		2 – 3 3		élasto-plastique	(Arnoux 2002, 2004 & 2005)
	14 000		140,1					NP	(Nagasaka 2003)

Tableau 12 : Propriétés de matériaux du tibia

NP : non précisé coef. : coefficient déf. : déformation

segments osseux	module élastique (MPa)	coef. de Poisson	limite élastique (MPa)	contrainte à rupture (MPa)	déf. Plastique (%)	déf. À rupture (%)	densité (kg/m ³)	propriétés de matériau	références
fibula	cortical 18 900	0,326						élastique	(Wykowski 1998)
	spongieux 571	0,3						linéaire isotrope	
	10 000		146					NP	(Nagasaka 2003)
patella	cortical 1736	0,326						élastique	(Wykowski 1998)
	spongieux 571	0,3						linéaire isotrope	
	cortical 24 100	0,28		120				isotrope	(Hart 1999)
	trabécul. 2 410	0,2							
	sous-ch. 20 000	0,2							

Tableau 13 : Propriétés de matériaux de la fibula et de la patella

NP : non précisé coef. : coefficient déf. : déformation

De nombreux types de comportement ont tenté de décrire les ligaments dans les modèles de la littérature. Ainsi, Li et al. suggèrent de leur attribuer un comportement non linéaire pour des déformations faibles et linéaires pour de grandes déformations (Li 1999). Les auteurs ne font en général aucune distinction entre les ligaments croisés et collatéraux dans les lois de comportement (tableau 14). Selon Takahashi et al., aucune différence significative n'autorise à utiliser des lois de comportement différentes pour les quatre principaux ligaments du genou (Takahashi 2000). Néanmoins, expérimentalement, des différences de comportement ont été observées suivant le ligament considéré (Arnoux 2000, Subit 2004).

partie corporelle	module élastique (MPa)	coef. de Poisson	limite élastique (MPa)	déformation à rupture (%)	densité (kg/m ³)	propriétés de matériau	références
ligaments	LCL 1,9	0,3	40	30	1 000	NP	(Bermond 1993)
	LCM 0,8	0,3	20	40	-		
	LCA 0,6	0,3	20	60	1 000		
	LCP 0,3	0,3	10	60	1 000		
	1	0,3			1069	viscoélastique linéaire isotrope	(Yang 1996)
	75-210		10-30	21,9		élasto-plastique	(Takahashi 2000)
	50 – 225	0,3		28 LCL et LCM 22 LCA et LCP		visco-élastique	(Arnoux 2002, 2004 & 2005)
	266 (longi.) 10 (transverse)				1000	composite orthotrope	(Penrose 2002)

Tableau 14 : Propriétés de matériau des structures ligamentaires

NP : non précisé coef. : coefficient

Les données de matériau pour le cartilage et les ménisques sont présentées ci-après (tableau 15). Périé et Hobatho ont montré que le comportement compressible des ménisques est décrit de façon adéquate avec un modèle linéaire isotrope (Périé 1998). Néanmoins, pour tenir compte de la forte dépendance du matériau au taux de déformation, Arnoux et al. majorent le module d'Young pour des conditions d'impact dynamique (Arnoux 2004). Li et al. suggèrent de leur attribuer un comportement non linéaire pour des déformations faibles et linéaires pour de grandes déformations (Li 1999). La plupart des auteurs les ont modélisés par un matériau composite constitué d'une matrice très élastique et de fibres orientées. Quant au cartilage, il est en général décrit par un comportement linéaire élastique. Selon une étude numérique, une augmentation d'un facteur 5 de son module élastique (de 2 à 10 MPa) modifie de moins de 5 % les forces ligamentaires et la cinématique résultante du genou soumis à des couples internes-externes (Li 1999).

segment corporel	module élastique (MPa)	coefficient de Poisson	propriété de matériau	références
<i>cartilage</i>	12	0,45	élastique isotrope	(Bendjaballah 1995) (Jilani 1997)
	5 (fémoro-tibial)	0,45	élastique linéaire isotrope	(Périé 1998)
	10-100 (patellaire)	0,47	élastique isotrope	(Hart 1999)
	12	0,35	élastique	(Schuster 2000)
	20		élastique (dynamique)	(Arnoux 2002, 2004 & 2005)
	12	0,45	élastique linéaire isotrope	(Penrose 2002)
<i>ménisques</i>	matrice : 8 fibres surface 60 fibres prof. 170	0,45 0,45	composite orthotrope	(Bendjaballah 1995) (Jilani 1997)
	5	0,4	élastique isotrope	(Périé 1998)
	circonférentiel : 105 radial : 60		composite orthotrope	(Schuster 2000)
	200		élastique (dynamique)	(Arnoux 2002, 2004 & 2005)
	fibres : 1 200 matrice : 8	0,45	composite orthotrope	(Penrose 2002)

Tableau 15 : Propriétés de matériau des structures cartilagineuses et méniscales

3.2.3. Variabilité biologique

Les propriétés des matériaux peut être dépendante de la variabilité biologique : âge, sexe, masse des sujets, etc. (Jundt 2005b). Hart et al. ont étudié les effets du vieillissement du cartilage (par modification du module d'élasticité) sur la patella. Les changements des propriétés mécaniques n'induisent que des variations faibles sur les contraintes relevées pour les os corticaux, trabéculaires et sous-chondraux. En revanche, sur le cartilage, les contraintes augmentent avec le module d'Young (passage de 10 à 100 MPa). Dans une articulation normale (physiologique), la force de réaction patello-fémorale est majoritairement absorbée par le cartilage (caractéristique d'un matériau visco-élastique) avec une très faible transmission. Le durcissement du cartilage (dû au vieillissement) induit un comportement plus fragile du matériau (risque de rupture) et réduit les effets d'absorption d'énergie (Hart 1999).

De manière plus générale, le vieillissement peut induire des changements profonds sur les caractéristiques des matériaux biologiques. Burstein et al., cités par Schuster et al. (Schuster 2000), ont évalué les variations des propriétés osseuses suivant l'âge. Ces auteurs ont trouvé des diminutions de 8-14 % pour la limite élastique, 10-15 % pour la contrainte à rupture et 15-20 % pour la déformation maximale entre des quadragénaires et des septuagénaires (Burstein 1976). D'après Yang et al., la contrainte à rupture des os présente les valeurs les plus élevées pour des sujets compris entre 20 et 29 ans. Pour la catégorie d'âges 50-59 ans, cette valeur de contrainte à rupture est inférieure de 10 % à celle évaluée pour le groupe plus jeune (Yang 1996). Enfin, partant du constat que les valeurs des propriétés de matériau données dans la littérature offraient de larges écarts, Howard et al. ont étudié les effets des modifications de ces propriétés (module d'Young, rigidité, etc.) sur les résultats des simulations. En testant différentes valeurs, les auteurs ont montré que ces modifications engendraient dans les résultats numériques des différences n'excédant pas 20 %. Les changements induits sur les mécanismes de blessure restent donc assez faibles (Howard 2000). Les critères lésionnels (seuils d'apparition des lésions) peuvent aussi être influencés par ce type de modification, aucune étude ne permet néanmoins de l'affirmer.

3.2.4. Modélisation de l'impact sur le membre pelvien

Pour évaluer les probabilités de blessure lors des simulations, des **critères** ont dû être définis. Concernant **les os**, les auteurs évaluent la fracture suivant un seuil en contraintes (Yang 1996, Schuster 2000, Maeno 2001, Nagasaka 2003) ou en déformation plastique (Takahashi 2000). Keyak et Rossi ont testé différentes théories de rupture en Éléments Finis pour l'os. Les auteurs ont trouvé que l'une des théories de rupture les plus robustes (i.e. présentant les meilleures performances pour deux configurations de chargement différentes) était la **théorie d'énergie de distorsion** – ou **critère de Von Mises** – (Keyak 2000). Les auteurs justifiaient ainsi l'utilisation de ce critère pour l'étude de la rupture du fémur soumis à des chargements sur la tête fémorale (Keyak 1998). Pour les **ligaments**, le critère de rupture est en général défini par l'élongation du ligament (Yang 1996, Koch 2000, Schuster 2000, Arnoux 2004 & 2005), la déformation plastique (Takahashi 2000) ou la force maximale (Nagasaka 2003).

Les études brièvement décrites ci-dessous présentent des configurations d'impact proches de celles développées par la suite dans notre travail. Les résultats montrés ici sont centrés sur des paramètres qui seront analysés dans notre étude. Ils pourront ainsi être corrélés avec nos propres résultats.

Nagasaka et al. ont utilisé un modèle Éléments Finis, dit "modèle THUMS" (Total HUMAN Model for Safety), incluant le membre pelvien. Ce modèle a été validé sur les essais de Kajzer et al. (1997) en flexion et cisaillement (Maeno 2001) et sur les essais de Kerrigan et al. (2003) par rapport à la cinématique (Chawla 2004). Les simulations ont ensuite été étendues par la modélisation de quatre types d'impact : sur la cuisse, sur le genou, au-dessous du genou et au centre de la jambe. Cette étude a été réalisée pour montrer l'influence du point d'impact sur le membre pelvien, en lien avec la hauteur du pare-choc dans le cas d'accidents réels. Dans la modélisation, un impacteur de 6,25 kg avec une vitesse de 40 km/h est utilisé. L'apparition de fracture est présumée lorsque les contraintes sur les os dépassent la limite élastique (Nagasaka 2003). Les auteurs trouvent que, pour les impacts sur la cuisse et le genou, le mouvement valgus conduit à la rupture du LCM et du LCA pour le genou. Des contraintes importantes sont également relevées sur les condyles et sur l'épine tibiale. Lors des impacts au-dessous du genou et sur la jambe, aucune rupture de ligaments n'est observée (évaluée par les forces mesurées sur les ligaments). Quel que soit le lieu d'impact, les auteurs trouvent un risque important de fracture sur les diaphyses du tibia et de la fibula. Les contraintes sur ces deux os sont dues aux frottements du pied sur le sol qui créent un moment de flexion très grand sur la jambe (Nagasaka 2003). Le modèle THUMS a aussi été utilisé par Maeno et Hasegawa pour l'impact latéral sur le piéton à 40 km/h. Dans cette configuration, les auteurs avaient trouvé une double fracture tibia/fibula sur les deux membres pelviens du piéton impacté – les lésions ligamentaires n'étant pas prises en compte – (Maeno 2001).

Takahashi et al. ont également reproduit les essais de Kajzer et al. (1997, 1999) avec un modèle Éléments Finis. Lors d'essais en cisaillement du genou à 20 et 40 km/h, les auteurs trouvent des forces d'impact maximales de 4 KN et 6 KN et des déplacements maximaux en cisaillement de 25 et 40 mm respectivement. Dans les deux cas, la rupture du LCA est relevée (Takahashi 2000). Pour les essais en flexion à 20 et 40 km/h, la force d'impact maximale est de 2 et 5 KN et l'angle de flexion maximal de 20° et 40° respectivement. A 20 km/h, aucune rupture ligamentaire n'est constatée tandis qu'à 40 km/h, les deux ligaments croisés et le LCM sont endommagés (*ibid.*). Penrose et al. ont également reproduit les essais de Kajzer et al. en cisaillement (1990) avec un modèle Éléments Finis du genou (couplé à un modèle de membre pelvien). Les auteurs ont ainsi montré que les forces extra-articulaires sont principalement transmises par la zone de contact entre le cartilage tibial et le cartilage fémoral, à hauteur de 8 KN (Penrose 2002). Yang et al. ont utilisé un modèle Éléments Finis de l'articulation fémoro-tibiale pour reproduire des impacts latéraux au-dessous du genou. Deux modes de réponse du genou (la dislocation transverse des surfaces articulaires tibiale et fémorale ainsi que la flexion du tibia) ont été corrélés à deux mécanismes de blessures (le cisaillement et la flexion respectivement). Du fait du cisaillement, les auteurs ont trouvé une concentration de contraintes sur le condyle fémoral médial et l'éminence intercondylienne tibiale. Ce sont ces parties qui présentent les risques de fracture les plus importants. L'allongement du LCM est créé par les forces de traction dues à la flexion du tibia.

L'élongation du LCM atteint 21 % pour une vitesse d'impact de 17 km/h et 34 % pour 30 km/h. La rupture du LCM est ainsi présumée (Yang 1996).

Pour ce qui concerne le cycliste, McLundie a modélisé un impact latéral (vitesse du véhicule : 40 km/h). Dans la simulation, la voiture et certaines parties de la bicyclette (fourche, pédales) ont été définies en corps rigides, les autres éléments de la bicyclette étant déformables. Aucune analyse des blessures du cycliste n'a été réalisée du fait d'une déformation irréaliste du cadre de la bicyclette. De nouvelles améliorations sont donc nécessaires au modèle. Néanmoins, McLundie a montré que cette configuration conduit le pied à être piégé dans le cadre de la bicyclette (McLundie 2002).

3.2.5. Influence des paramètres de l'impact

De nombreux paramètres propres à la configuration (lieu d'impact, rigidité et géométrie des parties qui impactent, etc.) ont montré, au travers d'études, leur importance sur la réponse du membre pelvien à l'impact. D'après Howard et al., la vitesse du véhicule et la hauteur du pare-choc avant sont les causes des plus grandes variations dans les résultats des simulations et des mécanismes de blessure (Howard 2000). Schuster et al. ont mis en évidence l'influence du préchargement axial de la partie proximale du fémur sur la réponse du membre pelvien. Ainsi, indépendamment des sollicitations, ce préchargement, représentant le **poids du corps** appliqué au membre pelvien, est nécessaire pour reproduire fidèlement une configuration réelle – de type impact du piéton – (Schuster 2000). Cette même condition de préchargement était apparue nécessaire lors des expérimentations (Kajzer 1997, Kerrigan 2003).

Nous avons déjà indiqué l'analyse faite par Nagasaka et al. sur l'influence du lieu d'impact pour la réponse du membre pelvien. Ces auteurs ont également étudié l'influence d'autres paramètres telles la rigidité de l'impacteur et la direction d'impact (latérale, frontale, arrière). La rigidité de l'impacteur a une influence forte sur les fractures directes : plus elle est élevée et plus le risque de fracture est important. L'angle d'impact a une importance sur les blessures intra-articulaires via les mécanismes de blessure (Nagasaka 2003). L'influence de ces paramètres est résumée sur la figure ci-dessous.

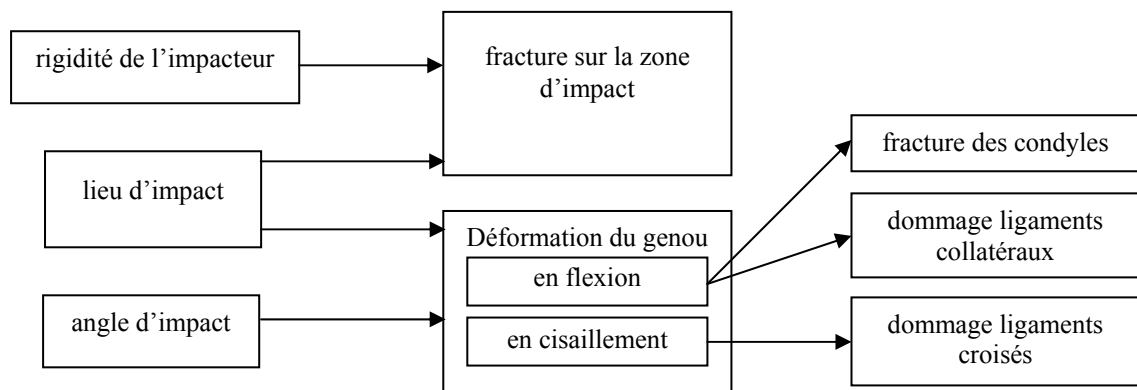


Figure 14 : Influence des paramètres de l'impact sur les lésions du membre pelvien (Nagasaka 2003)

Plutôt que d'utiliser un impacteur, Koch et al. ont employé un modèle Éléments Finis de voiture pour modéliser plus fidèlement la configuration des accidents réels et étudier l'influence des paramètres du véhicule. Ils ont testé plusieurs conditions : décélération de 1 g du véhicule, abaissement du véhicule (70 mm) dû au freinage. Les auteurs ont conclu que la décélération avait une faible influence, les résultats étaient très similaires à ceux obtenus sans décélération. L'abaissement de la voiture, au contraire, a une influence très importante sur la cinématique. Lorsque la voiture est en position de freinage, la trajectoire post-impact du piéton est plus longue (Howard 2000).

Le pare-choc a également fait l'objet d'études paramétriques. Après avoir validé leur modèle Éléments Finis de membre pelvien avec les essais de Kajzer, Takahashi et al. ont testé deux hauteurs et deux rigidités pour le pare-choc. Avec une hauteur basse (32,5 cm du sol) et un pare-choc souple, la rupture

du LCM est observée tandis qu'aucune fracture n'apparaît. Au contraire, avec un pare-choc rigide, la fracture de la fibula se produit mais aucune lésion ligamentaire n'est observée. Avec un pare-choc haut (45 cm du sol), qu'il soit rigide ou souple, aucune fracture n'est décelée mais des blessures ligamentaires se produisent (Takahashi 2000). Le modèle a été également couplé à mannequin de façon à réaliser un impact latéral piéton (aucune indication de vitesse fournie par les auteurs). Ils observent une fracture du tibia et aucune blessure ligamentaire (comme dans l'expérimentation issue de la littérature) ainsi qu'une fracture de la fibula (non observée dans les essais). Pour expliquer les différences relevées dans les simulations, les auteurs mettent en avant le manque d'informations sur les propriétés mécaniques des ligaments mais également du cartilage et des ménisques (Takahashi 2000). Takahashi et Kikuchi ont réalisé des impacts avec cinq hauteurs de pare-choc. Plus le pare-choc est haut (au-dessous, sur puis au-dessus du genou) et plus la flexion subie par le genou est importante (Takahashi 2001). Howard et al. ont également testé deux hauteurs d'impact (choc latéral sur la jambe du piéton). Lors d'un impact haut et rigide, la cinématique du piéton montre une rotation autour de l'axe du corps plus accentuée mais une distance d'éjection (distance du lieu d'impact à la position finale du piéton) moins longue qu'avec un impact plus bas et moins rigide. Selon les auteurs, dans le cas de l'impact haut, le mouvement de rotation consomme une partie de l'énergie d'impact, ce qui conduirait à une distance d'éjection plus petite (Howard 2000).

Synthèse de la Partie 1

Les piétons comme les cyclistes présentent les caractéristiques d'une population à risque. Aucune protection extérieure ne vient atténuer l'impact qui se produit lors d'un choc avec un véhicule. Le membre pelvien est, avec la tête, la région corporelle la plus fréquemment touchée. En particulier le tibia, structure osseuse la plus vulnérable du membre pelvien, et la fibula, dont la fracture est caractéristique de la victime piéton, subissent souvent des atteintes. L'articulation du genou n'est pas épargnée : d'après des essais expérimentaux, une lésion d'au moins un ligament est observée chez les victimes piétons dans presque un cas sur deux.

Partant de cette situation préoccupante, des études expérimentales et numériques se sont intéressées à l'impact du membre pelvien pour les usagers vulnérables. Les premières ont cherché à analyser les mécanismes de blessure survenant sur les articulations de la cheville et du genou. Des impacts latéraux ont reproduit les situations d'impact du piéton et permis d'établir des critères de blessure. Les deux mécanismes responsables des lésions dans le genou sont le cisaillement et la flexion latérale. Suivant les configurations expérimentales et pour les ligaments de l'articulation, les différents auteurs ont trouvé un angle lésionnel en flexion latérale compris entre 9 et 18,2° et un déplacement lésionnel en cisaillement entre 15 et 23 mm.

Quant aux simulations numériques, deux approches sont utilisées : les modèles multicorps et les modèles Éléments Finis. Les premiers privilégient en général une étude plus globale suivant la sensibilité aux paramètres de l'impact. Les paramètres les plus influents sur la réponse du membre pelvien à l'impact sont la vitesse du véhicule, la hauteur et l'avancée du pare-choc ainsi que la hauteur du capot. Les modèles Éléments Finis sont constitués plus ou moins précisément (définition des éléments anatomiques, lois de matériaux, etc.) suivant les choix de modélisation. Ils étudient les zones corporelles les plus vulnérables et les lésions qui s'y produisent. Pour le piéton, il s'agit de la fracture du tibia et de la fibula (dans la zone d'impact) et des lésions du LCA et du LCM (par la force transmise dans l'articulation). Ces modèles permettent également de confirmer voire d'approfondir les observations sur les mécanismes de blessure, déjà observés expérimentalement, qui agissent sur l'articulation du genou : le cisaillement et la flexion valgus.

Cette recherche bibliographique a montré qu'aucune étude expérimentale et très peu d'études numériques ont traité de l'impact cycliste. Tout l'intérêt et toute l'originalité de notre travail consisteront donc à analyser le comportement du membre pelvien pour cette catégorie d'usager. La même analyse sera ensuite étendue au piéton. Comparés aux résultats expérimentaux et numériques disponibles, les mécanismes de blessure obtenus pour le membre pelvien du piéton devront se révéler cohérents. Ainsi, l'ajout de nouvelles configurations permettra de proposer des critères lésionnels dans différentes situations d'impact.

Partie 2

Impact du Membre Pelvien
Modélisation - Expérimentation

Chapitre III – Modèle Élément Finis du membre pelvien

Le Laboratoire de Biomécanique Appliquée (LBA) est très impliqué dans la protection des usagers des transports. Des essais expérimentaux (fractionnés et en vraie grandeur) ainsi que des travaux de modélisation sont conjointement menés dans le but d'analyser le comportement des matériaux biologiques à l'impact. L'utilisation de modèles Éléments Finis des segments corporels, et en particulier du membre pelvien, occupe une place importante dans les activités de simulation. Le présent travail s'inscrit dans cette thématique de recherche qui vise, par le biais du numérique, à mieux comprendre les mécanismes de blessure survenant sur le membre pelvien des usagers vulnérables. Par l'amélioration et l'exploitation d'un modèle Éléments Finis de ce segment corporel, nous ambitionnons de comprendre de quelle façon surviennent les traumatismes du piéton et, chose rarement faite par cette approche, du cycliste.

Le modèle va d'abord être décrit en détail. Nous nous intéresserons ensuite aux différentes situations dans lesquelles il a été utilisé et validé. Nous terminerons par examiner la façon dont le modèle a été adapté à notre configuration d'impact.

1. Présentation du modèle LLMS

Le modèle Éléments Finis du membre pelvien baptisé "modèle LLMS" (Lower Limb Model for Safety) a été développé en collaboration entre le Laboratoire de Biomécanique Appliquée (LBA) et l'entreprise Mecalog (Arnoux 2001). Le principal objectif de cette collaboration était de constituer un modèle capable de reproduire fidèlement les mouvements physiologiques du membre pelvien ainsi que sa réponse à l'impact. Son utilisation peut ainsi couvrir des domaines aussi variés que l'accidentologie (choc du tableau de bord, usagers vulnérables), la chirurgie (tenue des prothèses) ou la médecine du sport (chocs plantaires, torsion de la cheville, du genou). Il fit et fait encore l'objet d'améliorations telle la prise en compte de la tonicité musculaire (Behr 2005a). La constitution du modèle, dans la version utilisée ici, est présentée ci-dessus.

1.1. Caractéristiques géométriques et matériaux

La géométrie du modèle a été acquise par imagerie médicale (IRM et scanners). Grâce à ces images, les contours ont été repérés de manière à reconstituer une géométrie 3D des différents éléments anatomiques. À partir de la géométrie, chacune des parties a été maillée soit séparément puis assemblée, soit à partir d'algorithmes spécifiques (Bidal 2004). Une description plus détaillée de cette reconstruction a été présentée dans une publication (Arnoux 2002). Le maillage final est constitué d'éléments ressorts (un ou six degrés de liberté), d'éléments coques (essentiellement quadrangles) et d'éléments solides (essentiellement solides hexaédriques). Le résumé des éléments utilisés pour chacun des segments anatomiques est proposé dans le tableau suivant.

segments anatomiques	ressorts 1D	ressorts 3D	coques	solides
os cortical			X	
os spongieux				X
cartilage				X
ménisques				X
ligaments croisés et patellaire (genou)			X	X
ligaments collatéraux et fémoro-patellaires (genou)			X	
rétinaculum patellaires (genou)			X	
ligaments métatarso-phalangiens		X		
autres ligaments	X			
membrane interosseuse de la jambe			X	
capsule synoviale			X	
muscles	X			
muscles passifs				X
peau			X	

Tableau 16 : Type d'éléments utilisés pour modéliser les différents segments anatomiques du modèle LLMS

Le système osseux du modèle LLMS est constitué du pelvis, du fémur, du tibia, de la fibula, de la patella et des os du pied. La partie externe (os cortical), très fine, est modélisée avec des éléments coques dont l'épaisseur varie le long de l'os. A l'intérieur, l'os spongieux – principalement présent dans l'épiphyse des os longs – est modélisé avec des éléments solides. Les os corticaux et spongieux sont caractérisés par une loi élasto-plastique de type Johnson Cook (cf. *Annexe 4*). Les paramètres de matériau ont été obtenus à partir d'essais expérimentaux et de données publiées. Pour les structures osseuses, ils sont résumés dans le tableau 17.

	os cortical	os spongieux
module d'Young (MPa)	9 000- 16 000	10 - 450
coefficient de Poisson	0,3	0,3
limite élastique (MPa)	80 - 120	10
contraintes à rupture (MPa)	110 - 130	15
écrouissage: paramètre (MPa) / coefficient	100 / 0,1	100 / 0,1
déformation à rupture (%)	2 - 3	3

Tableau 17 : Principaux paramètres osseux du modèle LLMS

Le cartilage, présent sur les condyles tibiaux et fémoraux, est formé d'éléments solides. Entre les condyles sont modélisés les ménisques, également formés d'éléments solides. Il s'agit d'un matériau composite (fluide dans une structure fibreuse) fortement dépendante du taux de déformation. Dans la présente étude, eu égard aux conditions de chargement dynamique, ce matériau a été considéré comme élastique en première approximation avec une valeur de module d'Young assez grande (20 MPa). La même hypothèse a été faite sur les ménisques : un module d'Young assez important (200 MPa) a été introduit pour tenir compte du comportement du matériau en dynamique rapide.

Les ligaments croisés antérieur (LCA) et postérieur (LCP) ainsi que le ligament patellaire sont formés d'une couche externe (éléments coques) qui contient une partie interne modélisée avec des éléments solides. Les ligaments collatéraux latéral (LCL) et médial (LCM) ainsi que les ligaments fémoro-patellaires sont constitués d'éléments coques du fait de leur géométrie. Ces ligaments sont caractérisés par une loi visco-élastique de type Poynting-Thomson (cf. *Annexe 4*). Les principaux paramètres de matériau de ces ligaments sont donnés dans le tableau 18. Pour les structures ligamentaires plus petites, un premier choix de modélisation a consisté à utiliser des ressorts unidirectionnels (ligaments tibio-fibulaires, ligaments de la cheville) ou tridirectionnels (ligaments métatarso-phalangiens). Dans les configurations d'impact considérées par la suite (chocs cycliste et piéton), l'articulation

principalement touchée sur le membre pelvien est le genou. Nous ne nous focaliserons pas de manière spécifique sur l'appareil ligamentaire de la cheville, modélisé de manière simplifiée.

	ligaments
module d'Young (MPa)	50 - 225
coefficient de Poisson	0,3
module d'Young tangent (MPa)	48 - 155
coefficient de Poisson tangent	0,37
coefficient de viscosité	6,6 - 28

Tableau 18 : Principaux paramètres des ligaments du genou dans le modèle LLMS

L'articulation fémoro-tibiale est entourée d'une capsule synoviale qui a été modélisée avec des éléments coques. Du fait de manque de données, elle a été caractérisée par une loi élastique (module d'Young 20 MPa, coefficient de Poisson 0,3). Les principaux muscles de la cuisse (quadriceps, sartorius, ischio-jambiers et adducteurs) et de la jambe (gastrocnémiens et soléaires) ont été inclus dans le modèle. Chaque muscle est modélisé par un ressort 1D dont les extrémités sont fixées sur les points d'insertion anatomiques osseux. Le ressort représente donc, de façon simplifiée, la ligne d'action du muscle. Les os sont entourés de muscles passifs modélisés par des éléments solides. Le contact entre ceux-ci et les os est principalement assuré par des interfaces collées. Enfin, la peau est modélisée par des éléments coques. Les interactions entre la peau et les muscles passifs sont assurées grâce à un maillage coïncident. La version du modèle LLMS utilisée ici est présentée sur la figure 15 sur laquelle les structures anatomiques composant l'articulation du genou sont montrées.

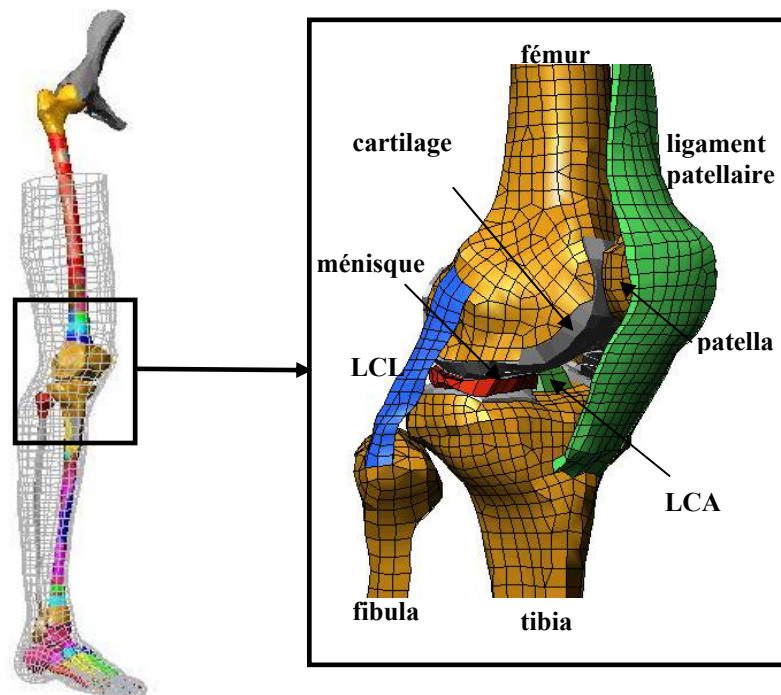


Figure 15 : Modèle LLMS avec aperçu sur les éléments composant l'articulation du genou

1.2. Études antérieures avec le modèle LLMS

1.2.1. Résultats de validation

Le modèle LLMS a déjà été utilisé pour reproduire des mouvements physiologiques et des impacts. C'est parce qu'il a été validé dans diverses configurations que ce modèle nous est apparu comme un outil efficace pour l'étude des usagers vulnérables. Cette partie se propose de revenir brièvement sur ces études antérieures.

La validation du modèle s'est faite en plusieurs étapes. En premier lieu, des simulations ont été réalisées sur des segments isolés de façon à valider séparément les constituants du modèle. Par exemple, des essais expérimentaux en traction sur les ligaments du genou ont été reproduits (Arnoux 2002). L'évolution temporelle de la force mesurée dans la simulation sur le LCA était inscrite dans les corridors expérimentaux.

Le second niveau de validation a consisté à vérifier la capacité du modèle à reproduire des mouvements physiologiques. La flexion passive du genou a été simulée (Arnoux 2002). Vérifiée par des anatomistes, la cinématique de l'articulation fut en parfaite adéquation avec les mouvements physiologiques réels (roulement et glissement des condyles, mouvement de la patella, action des ligaments et des ménisques, etc.).

Des essais sous-systèmes basés sur des expérimentations ont ensuite permis d'évaluer le comportement des structures anatomiques. En particulier, les essais en flexion trois points du tibia de Nyquist et al. - chocs antéro-postérieur et latéro-médial avec un impacteur cylindrique de 32 kg à $3,5 \text{ ms}^{-1}$ (Nyquist 1985) – ont été reproduits. Les moments de flexion obtenus dans la simulation étaient inclus dans les corridors expérimentaux (Arnoux 2002). Les essais de Hayashi et al. – impact frontal (20 kg) à $4,94 \text{ m.s}^{-1}$ au niveau de la patella avec le genou fléchi (Hayashi 1996) – ont également été simulés. Les résultats numériques (de force) furent à nouveau compris dans les corridors expérimentaux (Arnoux 2002).

Enfin, la validation complète du modèle fut assurée par la simulation de situations que l'on retrouve fréquemment en accidentologie. Le modèle de membre pelvien a été utilisé pour reproduire les essais de Kajzer et al. en flexion (Kajzer 1993) et en cisaillement (Kajzer 1990). Dans la mesure où ces configurations se rapprochent des situations d'impact rencontrées par les usagers vulnérables (en l'occurrence les piétons), nous allons revenir plus en détail sur ces résultats. L'ensemble des simulations ayant contribué à la validation du modèle est détaillé dans le tableau 19, d'après Arnoux et al. (Arnoux 2004).

étapes de validation et essai correspondant	valeurs mesurées	référence pour l'expérimentation
ÉTAPE 1 : SEGMENTS ISOLÉS		
<i>traction des ligaments croisés et collatéraux du genou</i>	force et déplacement	Arnoux 2000
<i>flexion trois points du fémur</i>	force et déplacement	Beillas 1999
<i>traction du tendon patellaire</i>	contraintes et déformations	Johnson 1996
ÉTAPE 2 : MOUVEMENT PHYSIOLOGIQUE		
<i>flexion passive du genou</i>		
ÉTAPE 3 : ESSAIS SOUS-SYSTÈME		
<i>impact frontal sur le genou fléchi</i>	force et temps	Haut 1995
<i>impact frontal sur le genou fléchi</i>	force et temps	Hayashi 1996
<i>compression axiale du tibia avec genou fléchi</i>	force et temps	Banglmeier 1999

<i>impact antéro-postérieur sur le genou fléchi</i>	force et déplacement	Viano 1978
<i>flexion trois points du tibia</i>	force et temps	Nyquist 1985
<i>compression quasi-statique de la jambe</i>	force et déplacement	Bennet 1990
<i>compression quasi-statique tibio-fibulaire</i>	force et déplacement	Beillas 2001
<i>inversion, éversion et dorsi-flexion de la cheville</i>	moment et rotation	Parenteau 1996
ÉTAPE 4 : VALIDATION GLOBALE DU MODÈLE		
<i>flexion latérale du genou en extension</i>	force et rotation	Kajzer 1993
<i>cisaillement du genou en extension</i>	force et temps	Kajzer 1990
<i>essai frontal sur chariot</i>	force et temps	Beillas 2001

Tableau 19 : Essais reproduits pour valider la réponse du modèle *Éléments Finis*. Les références sont données dans une publication antérieure (Arnoux 2004)

1.2.2. Utilisation en impact latéral

Afin de reproduire des situations de chocs automobiles telles celles des piétons heurtés par un véhicule, les essais de Kajzer et al. (1990 et 1993) en flexion et en cisaillement ont été simulés. La flexion et le cisaillement sont les deux principaux mécanismes de blessures qui se produisent sur le membre pelvien dans ce type d'impact. Le modèle LLMS, avec le genou en extension, a été utilisé. Une masse de 22 kg a été fixée à l'extrémité proximale du fémur pour tenir compte du poids du haut du corps. L'impacteur a une masse de 40 kg. Chacun des tests requiert des conditions d'impact particulières.

Essai en flexion : Dans le cas de la flexion, la partie supérieure de la jambe est libre de se déplacer verticalement. Le pied est posé sur une plaque qui permet la translation suivant la direction de l'impact. Cet impact se produit sur le côté médial de la cheville. Dans la simulation, les impacts sont conduits à 5.5 m.s^{-1} (soit 20 km/h comme dans l'expérimentation) puis étendus à 2, 4, 7 et 10 m.s^{-1} . Les forces d'impact (entre 700 et 2 400 N suivant la vitesse), les contraintes de Von Mises (entre 30 et 125 MPa) et les angles de rotations (flexion latérale, flexion frontale et torsion) sont mesurés. La force d'impact, incluse dans le corridor expérimental, et la cinématique, conforme à l'expérimentation, ont permis de valider le modèle dans cette configuration (Arnoux 2002). Pour les ligaments du genou, les courbes déformation/angle de rotation latérale sont indépendantes de la vitesse d'impact (Arnoux 2004). À partir des critères lésionnels en déformation définis pour ces ligaments (22 % pour les croisés et 28 % pour les collatéraux), Arnoux et al. ont mesuré l'angle de flexion à partir duquel se produisent les blessures ligamentaires en flexion. Les auteurs ont trouvé que cet angle de flexion latérale était de 15° pour le LCM et de 20° pour le LCL (Arnoux 2004, Masson 2005a). *Ils estiment donc le seuil lésionnel en flexion valgus à $15\text{-}20^\circ$ lors de l'impact latéral sur le membre pelvien en extension (ibid.).*

Essai en cisaillement : Deux impacteurs viennent heurter simultanément les extrémités distales et proximales du complexe tibia/fibula. Comme précédemment, les simulations sont réalisées avec des vitesses d'impact de 2; 4; 5,5 (comme dans l'expérimentation); 7 et 10 m.s^{-1} . Les forces d'impact, les contraintes de Von Mises et les rotations dans les trois plans anatomiques sont mesurées. À 10 m.s^{-1} , une fracture du tibia est observée dans la simulation. La force d'impact est comprise à l'intérieur du corridor expérimental (dans la simulation à 5.5 m.s^{-1} , vitesse utilisée dans l'expérimentation), assurant ainsi la validité du modèle pour les essais en cisaillement (Arnoux 2004). D'après Arnoux et al., pour les ligaments du genou, les courbes déformation/déplacement en cisaillement sont indépendantes de la vitesse d'impact (Arnoux 2004). Toujours selon les mêmes critères en déformation pour les ligaments (22 % pour les croisés et 28 % pour les collatéraux), les limites lésionnelles en cisaillement sont évaluées. Les auteurs ont trouvé que la lésion ligamentaire du LCM se produisait pour des déplacements en cisaillement de 14-17 mm et de 12-15 mm pour les ligaments croisés (Arnoux 2004,

Masson 2005a). Ainsi, ils estiment le seuil lésionnel en cisaillement (déplacement latéral du tibia relativement au fémur) à 13-15 mm lors de l'impact latéral sur le membre pelvien en extension (ibid.).

Grâce à ces simulations et aux critères lésionnels qui en ont résulté, un impact piéton réel a été reproduit. Le couplage entre le modèle LLMS et un mannequin Hybrid III rigide a constitué le modèle Éléments Finis du piéton. Un modèle Éléments Finis de voiture a été introduit et l'impact a consisté en un choc latéral à $10,88 \text{ m.s}^{-1}$ sur le piéton en position de marche (Arnoux 2005). A partir des critères présentés préalablement, une fracture de la partie proximale fibulaire a été observée dans la simulation ainsi que des dommages sur les ligaments croisés et le LCM.

2. Remaillage de certains éléments

Dans certaines simulations menées par la suite (impact cycliste, impacts fractionnés), le membre pelvien sera amené à être heurté latéralement sur la jambe avec le genou fléchi. Le modèle LLMS a été constitué pour reproduire les mouvements physiologiques et, en particulier, la flexion. Nous verrons que les structures ligamentaires, osseuses et méniscales présentent un comportement physiologique lorsque un tel mouvement est simulé. En revanche, après la flexion, certains éléments sur la face postérieure, à la jonction entre la jambe et la cuisse, présentaient des déformations importantes. Ces éléments pouvaient générer des modes d'hourglass lors des simulations d'impact. Nous avons donc décidé de remailler la peau (éléments coques) et les muscles passifs (éléments volumiques) suivant une géométrie plus favorable à la flexion. Cela a consisté à diminuer progressivement les couches d'éléments (suivant les sections dans le plan transverse) à mesure que l'on se rapproche du genou. Le résultat obtenu sur le modèle est présenté sur la figure 16. Cette opération de remaillage a également permis de raffiner le maillage.

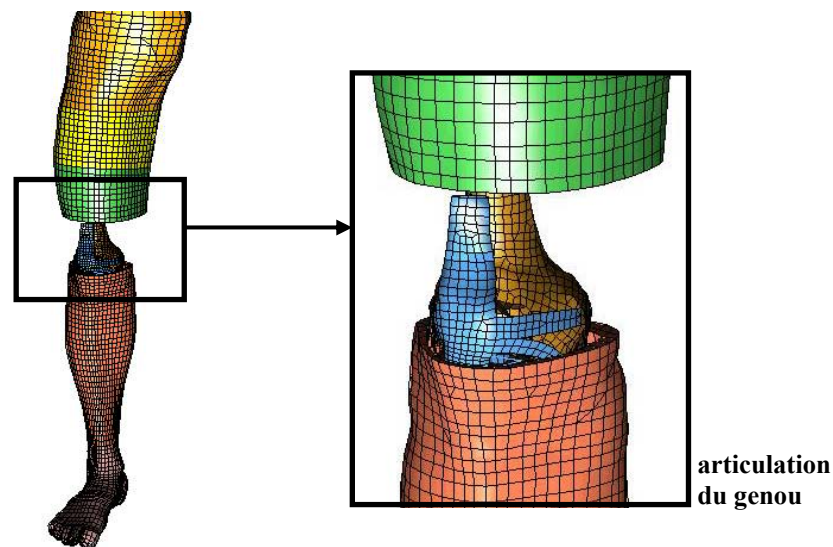


Figure 16 : Modèle LLMS après remaillage de la peau et des muscles passifs

Le modèle initial comprenait 3 743 éléments solides (muscles passifs) et 1 930 éléments coques (peau). Après ce travail de remaillage effectué avec le logiciel Hypermesh, il est constitué de 18 760 éléments solides – en très grande majorité (99,4 %) des hexaèdres huit nœuds – et de 5 669 éléments coques.

Augmenter de manière significative le nombre d'éléments constituant le modèle peut permettre d'accroître la précision des résultats. Cela peut également conduire à une diminution du pas de temps lors des simulations. Nous avons donc pris soin de vérifier que le pas de temps ne soit pas trop altéré par la diminution de la taille des éléments (au plus diminution de 2.10^{-4} ms). La constitution du maillage a été guidée par notre volonté de faciliter le mouvement du genou en favorisant la bonne "tenue" des éléments contigus à la pliure du genou. Afin de nous assurer que le nouveau maillage était

correct, nous avons déterminé des critères que ces éléments devaient respecter. Ces critères classiques en maillage de volumes concernent :

le **warpage**, mesuré en pourcentage, quantifie la distorsion de l'élément. Au plus il est élevé et au plus une arête présente une inclinaison importante par rapport à l'arête opposée.

l'**aspect** est le ratio entre la plus grande et la plus petite arête de l'élément. Au plus il est élevé et au plus l'élément présentera une forme allongée.

le **jacobien** se définit comme le déterminant de la matrice formée par les dérivées des fonctions de passage entre un élément idéal (carré ou cubique) et l'élément réel. Les jacobiens sont calculés pour chaque point de Gauss de l'élément. Dans notre cas, nous considérons le ratio entre le jacobien minimum et le jacobien maximum. Les valeurs données ci-dessous sont donc comprises entre 0 et 1. Plus ce ratio s'éloigne de l'unité et plus l'élément est distordu.

L'**obliquité** (skew), pour un élément quadrangle, est caractérisée par l'angle minimal entre les droites joignant les milieux des côtés opposés de l'élément. Par analogie avec le logiciel Hypermesh, les valeurs d'obliquité présentées ci-dessous sont égales à 90° auxquels est soustrait cet angle minimal.

Nous avons également tenu compte de la **longueur minimale** ainsi que des **angles minimal et maximal** des éléments afin que le maillage soit homogène.

Les critères présentement considérés sont les suivants :

warpage < 30

aspect < 4

longueur > 3

obliquité < 80

jacobien > 0,5

angle min > 15°

angle max < 155°

Les résultats des critères appliqués au nouveau maillage des muscles passifs et de la peau sont donnés dans les tableaux 20 et 21 respectivement. En rouge sont indiqués les seuils que nous avons fixés. La presque totalité des éléments les vérifient. En renforçant les critères (autres valeurs dans les tableaux 20 et 21), nous voyons que la majorité des éléments montre des valeurs de distorsion (warpage) faibles. Le maillage obtenu apparaît donc tout à fait satisfaisant.

muscles passifs	nombre	%	nombre	%	nombre	%	extremum
<i>warpage</i>	> 30 %		> 25 %		> 15 %		
	0	0 %	896	5 %	3 805	20 %	29,99
<i>aspect</i>	> 4		> 3		> 2		
	0	0 %	4 046	20 %	10 456	56 %	4,00
<i>longueur min.</i>	< 3		< 4		< 5		
	0	0 %	5 509	29 %	8 211	44 %	3,00
<i>jacobien</i>	< 0,5		< 0,6		< 0,7		
	254	1 %	694	4 %	2 360	13 %	0,3
<i>obliquité</i>	> 80		> 70		> 60		
	0	0	15	0	347	2 %	77,04
<i>angle min. (face des hexaèdres)</i>	< 15°		< 30°		< 45°		
	2	0 %	369	2 %	2 297	12 %	14,77
<i>angle max. (face des hexaèdres)</i>	> 155°		> 145°		> 135°		
	437	2 %	1 184	6 %	2 663	14 %	177,74

Tableau 20 : Critères vérifiés par les éléments des muscles passifs

peau	nombre	%	nombre	%	nombre	%	extremum
<i>warpage</i>	> 30 %		> 25 %		> 15 %		
	0	0 %	67	1 %	332	6 %	29,93
<i>aspect</i>	> 4		> 3		> 2		
	0	0 %	294	5 %	1 153	20 %	4,00
<i>longueur min.</i>	< 3		< 4		< 5		
	0	0 %	614	11 %	1 192	21 %	3,00
<i>jacobien</i>	< 0,5		< 0,6		< 0,7		
	1	0 %	8	0 %	34	1 %	0,4
<i>obliquité</i>	> 80		> 70		> 60		
	0	0	1	0	10	0%	72,06
<i>angle min. des quadrangles</i>	< 15°		< 30°		< 45°		
	0	0 %	1	0 %	51	1 %	28,09
<i>angle max. des quadrangles</i>	> 155°		> 145°		> 135°		
	1	0 %	5	0 %	63	1 %	165,41

Tableau 21 : Critères vérifiés par les éléments de la peau

Ces éléments ont été implémentés dans le modèle LLMS et les interfaces ont été recrées entre ces parties (muscles passifs, peau) et les éléments anatomiques déjà présents (os, cartilage, etc.). Le modèle va ainsi pouvoir être utilisé dans des configurations d'impact. Avant de s'intéresser aux chocs impliquant les usagers vulnérables, nous avons reproduit des essais fractionnés sur le membre pelvien. Ces essais consistent en des impacts latéraux sur la jambe avec le genou fléchi. Seul le membre pelvien est impliqué dans ces impacts, cela va nous permettre de vérifier la réponse du membre pelvien à l'impact latéral après le remaillage d'une partie du modèle.

Chapitre IV – Impact latéral sur le membre pelvien

Rares sont les données expérimentales disponibles dans la littérature concernant l'impact latéral du membre pelvien avec le genou fléchi. Pour vérifier la réponse du modèle LLMS avec le nouveau maillage de la peau et des muscles passifs dans une telle configuration (qui se rapproche de celle de l'impact cycliste), des essais ont donc été menés au LBA. Quatre essais, inclus dans un projet européen, ont été conduits avec un angle de flexion de 90° et de 120° et des vitesses d'impact comprises entre 3,16 et 8,65 m.s⁻¹. La comparaison entre les valeurs relevées dans la simulation et mesurées dans les essais doit nous permettre de conclure sur l'adéquation du modèle par rapport à l'expérimentation.

1. Essais expérimentaux

1.1. Caractéristiques des essais

Dans le cadre du projet européen APROSYS (Advanced PROtection SYStems) dont la tâche SP5-1-3 concerne la biomécanique des lésions en impact latéral, des expérimentations ont été conduites au LBA, sous la responsabilité de C. Masson, sur les membres pelviens de sujets d'anatomie. Le protocole de ces essais a consisté en un impact latéral sur la jambe fléchie à 120°. Nous avons également réalisé un essai avec le genou en flexion à 90° pour nous rapprocher de la position du cycliste qui sera modélisée par la suite. Quatre vitesses d'impact différentes ont été testées, entre 3,16 et 8,65 m.s⁻¹. L'impacteur et le lieu d'impact sur la jambe ont été les mêmes pour chacun des essais. Le protocole est détaillé ci-dessous.

Caractéristiques et position des sujets : Deux sujets d'anatomie ont été nécessaires. Un seul essai est conduit sur chacun des membres pelviens (droit et gauche). Le sujet est installé en position assise sur une table mobile. Aucun support à l'arrière ne maintient le sujet. La position verticale du torse est assurée grâce à un collier positionné autour du cou. Les bras sont croisés sur le thorax afin d'éviter tout frottement des mains sur la table. Le membre pelvien impacté est placé sur une tablette ajustable. Il est installé de façon à obtenir la flexion du genou (90° ou 120°) et le lieu d'impact souhaités. L'impact se produit sur la partie latérale de la jambe, juste au-dessus de la cheville. Le membre pelvien non impacté est protégé par de la mousse. La position pré-impact des sujets est montrée sur la figure 17. Les caractéristiques des sujets utilisés dans cette expérimentation sont données dans le tableau suivant. Ils sont issus d'une population d'âge avancé. Cependant, l'âge n'est pas un facteur significatif pour la biomécanique de l'impact du genou humain (Haut 1995). Les sujets ont été conservés à 2° C dans une préparation de Winckler. Avant de commencer les essais, des radiographies aux rayons X ont été effectuées dans les plans sagittal et frontal et l'intégrité osseuse des sujets a été vérifiée par des chirurgiens anatomistes.

	méthode de conservation	sexe	âge	poids (kg)	taille (cm)
<i>sujet 1</i>	Winckler	féminin	73	62	156
<i>sujet 2</i>	Winckler	féminin	99	50	149

Tableau 22 : Caractéristiques des sujets utilisés dans l'expérimentation

Caractéristiques de l'impacteur : L'impacteur (de forme ellipsoïde) présente une face avant rectangulaire de dimension 10X15 cm. La masse de l'impacteur est de 37 kg. Il est propulsé par des sandows et, en fonction de la distance de retrait, la vitesse d'impact voulue est obtenue. Il est guidé de

façon à éviter tous mouvements latéraux, verticaux ou rotatifs. Dans le cadre de cette expérimentation, les différentes vitesses d'impact de l'impacteur ont été 3,16; 5,02; 7,75 et 8,65 m.s⁻¹. Les vitesses ont été choisies de façon à ce que certains essais soient infra-lésionnels et d'autres supra-lésionnels.

Instrumentation : La table sur laquelle est assis le sujet est recouverte d'une feuille plastique qui limite les frottements. Des mires sont placées sur la jambe et la cuisse ainsi que sur la table (repères fixes). Ils permettent de repérer certains points spécifiques sur les films enregistrant l'impact. En effet, chaque essai est filmé par des caméras en cinématographie rapide (cinq cents et mille images par seconde). Des accéléromètres tri-axiaux ont été installés sur le tibia et le fémur. Plus précisément, ils sont placés sur les métaphyses distales (tibia bas et fémur bas) et sur les métaphyses proximales (tibia haut et fémur haut). Ils sont fixés lors d'une intervention chirurgicale afin que les os soient nettoyés et le périoste ôté. Les tissus sont ensuite suturés. Le contrôle des accéléromètres et la sauvegarde des données sont assurés par un boîtier d'acquisition comprenant trente-deux voies de mesures analogiques, échantillonnées à 10 KHz pendant 5 secondes. Une lame de contact est placée sur la partie latérale de la jambe. L'impact sur cette lame déterminera l'instant zéro des valeurs lors du post-traitement. Les données sont ensuite transférées à un ordinateur PC pour le traitement. Toutes les accélérations mesurées sur les sujets sont enregistrées et traitées suivant la norme SAE J211 (norme réglementaire qui définit, par exemple, un filtrage à 1 000 Hz pour les accélérations).



Figure 17 : Position pré-impact du sujet dans l'expérimentation (ici, genou à 120°) en vue de face (à gauche) et de profil (à droite)

Quatre essais ont été mis en place. Le protocole est le même pour chacun. Seuls la vitesse d'impact et l'angle de flexion ont été modifiés. Les caractéristiques de chacun des essais sont présentées dans le tableau 23. La flexion est mesurée par l'angle formé entre la cuisse et la jambe. En pleine extension, cet angle vaut 180°.

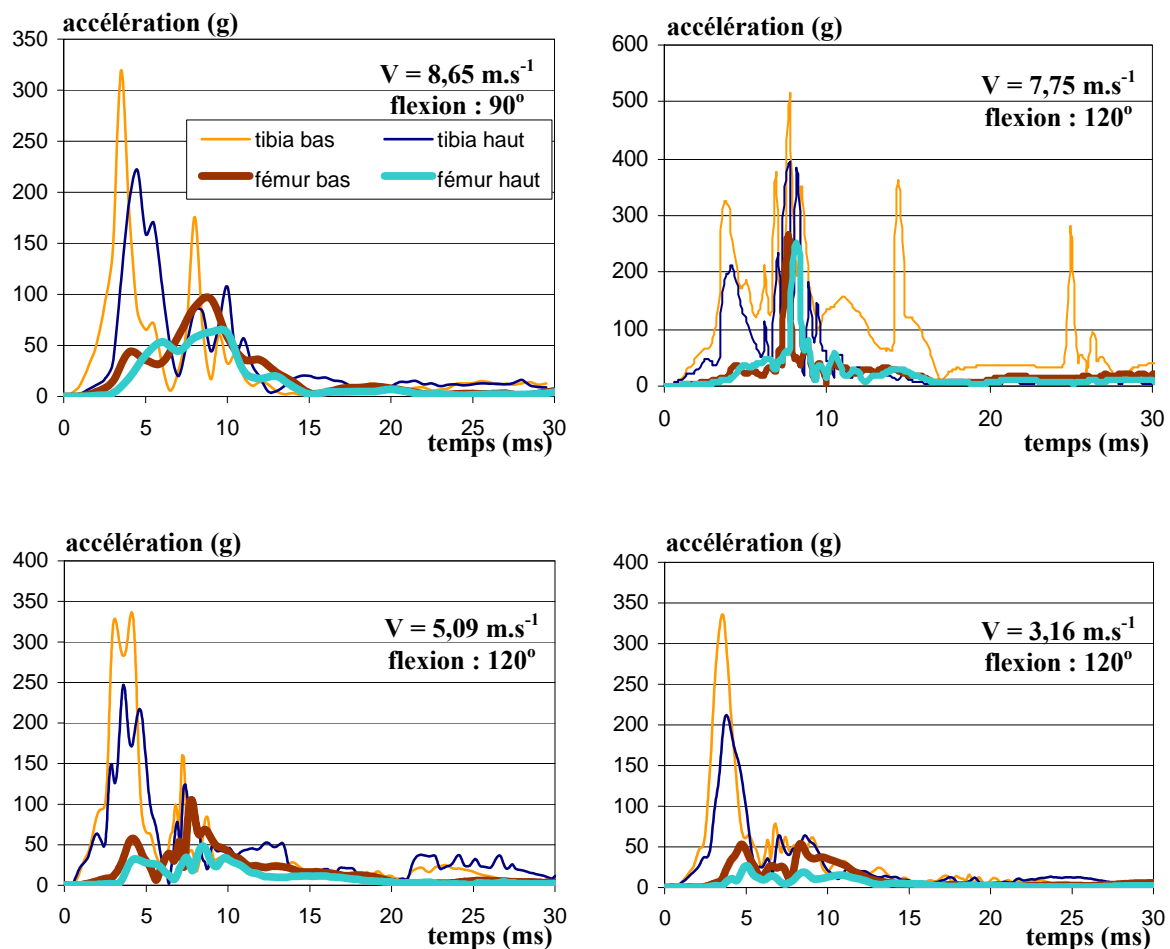
	sujet	membre pelvien	vitesse d'impact (m.s ⁻¹)	angle de flexion du genou (°)
essai 1	1	gauche	8,65	90
essai 2	1	droit	7,75	120
essai 3	2	droit	5,09	120
essai 4	2	gauche	3,16	120

Tableau 23 : Caractéristiques des quatre essais latéraux sur le membre pelvien fléchi

1.2. Résultats

Les résultats obtenus lors des essais seront comparés à ceux issus des simulations pour conclure sur la validation du modèle. Les résultats sont de trois sortes : la cinématique du membre pelvien enregistrée par les caméras rapides, les accélérations du tibia et du fémur et le bilan lésionnel.

Les évolutions temporelles des accélérations sont montrées sur le graphe 1 pour les quatre essais expérimentaux. Nous pouvons observer que, suivant la vitesse d'impact et l'angle de flexion du genou, les profils d'accélération sont très différents. Nous remarquons également qu'au plus l'accéléromètre est placé loin du point d'impact et au plus le pic d'accélération est décalé dans le temps.



Graphe 1 : Accélérations des segments osseux du membre pelvien pour les quatre essais

A la suite de chacun des impacts, des radiographies des parties corporelles sont prises et examinées en détail par un chirurgien anatomiste afin d'obtenir un diagnostic des lésions ou de contrôler l'intégrité du membre pelvien. Une nécropsie est réalisée sur les membres pelviens afin d'observer les blessures qui ont éventuellement pu survenir. Ces blessures sont en général de deux types : les fractures osseuses provoquées par l'impact direct et les blessures ligamentaires créées par la force transmise dans l'articulation du genou. Pour les quatre essais présents, le résumé des blessures est présenté dans le tableau 24. Aucune lésion ligamentaire n'a été décelée sur les genoux. Seules des fractures sont apparues.

essai	blessures ligamentaires	blessures osseuses
1	—	fracture de la fibula fracture de la malléole médiale
2	—	fracture du tibia fracture de la fibula
3	—	—
4	—	fracture de la fibula

Tableau 24 : Blessures ligamentaires et osseuses relevées sur le membre pelvien pour chaque essai

Chacun des essais a été reproduit numériquement. Les paramètres enregistrés dans les essais (cinématique, accélération, flexion latérale) vont être comparés avec les résultats de la simulation.

2. Reproduction des essais avec le modèle Éléments Finis

2.1. Flexion du genou

Le modèle Éléments Finis du membre pelvien (modèle LLMS) a été utilisé pour reproduire les essais. La première étape a consisté à obtenir, à partir du membre pelvien en extension, la flexion adéquate du genou. Du fait de la modélisation complexe de l'articulation (présence des appareils ligamentaire, méniscal, cartilagineux, etc.), ce mouvement physiologique nécessite une simulation préliminaire.

La flexion du genou est un phénomène complexe avec deux processus quasi concomitants : un roulement et un glissement des condyles fémoraux sur le plateau tibial. Le centre et l'axe de rotation, tels qu'ils ont été définis dans le modèle, sont respectivement le centre des épicondyles fémoraux et l'axe bi-épicondylien (Bouchet 1983). Pour réaliser cette flexion, le pelvis et le fémur ont été totalement bloqués. Une vitesse en rotation a été imposée sur les os de la jambe (tibia et fibula) et du pied. Elle a été choisie égale à $90^{\circ}.s^{-1}$, ce qui représente un bon compromis pour un mouvement physiologique avec un temps de calcul raisonnable. Les étapes de cette simulation sont montrées sur la figure 18.

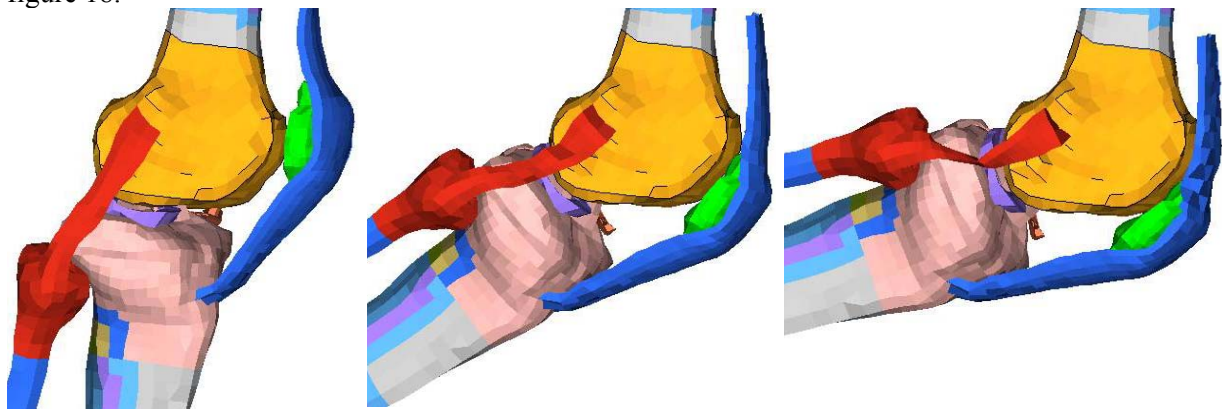


Figure 18 : Étapes de la simulation pour la flexion du genou

La conformité physiologique de la flexion a ainsi pu être vérifiée au travers du comportement des différentes structures anatomiques. Les ménisques et les ligaments assurent correctement leur rôle de guide du mouvement. La patella se déplace de la partie antérieure des condyles fémoraux (position initiale) jusqu'à l'extrémité distale du fémur lorsque la flexion atteint 90°, mouvement physiologique attendu lors de la flexion du genou (Bouchet 1983). La flexion est conduite jusqu'à atteindre un angle de 90°. L'étape intermédiaire à 120° est également conservée puisqu'elle sera utilisée pour les essais 2, 3 et 4.

2.2. Modélisation de l'impact

Afin de reproduire les essais, les éléments de l'expérimentation ont été ajoutés. Il s'agit de l'impacteur, du support et de la masse du corps prise en compte par une partie cubique. Ils sont montrés sur la figure 19 et ont été définis ainsi :

- L'**impacteur** est modélisé en acier (masse 37 kg). Il est entièrement rigide comme dans les essais (pas de rembourrage qui amortirait le choc). Sa géométrie est basée sur les dimensions de la face avant de l'impacteur utilisé dans l'expérimentation. Il lui est affecté une vitesse initiale qui dépend de l'essai considéré (entre 3,16 et 8,65 m.s⁻¹).
- La **masse du haut du corps** est modélisée par une partie cubique reliée au pelvis. La jonction est assurée par un ressort sans dimension de très grande rigidité afin que le poids soit transmis au membre pelvien. Par symétrie, nous considérons que seule la moitié du poids du corps s'applique sur un membre pelvien. La masse de cette partie "de substitution" vaut donc 16 kg (respectivement 22 kg) lorsque la masse du sujet est de 50 kg (respectivement 62 kg). Elle est définie en corps rigide.
- Le **support** est également défini en corps rigide et il est totalement bloqué (rotations et translations). Avant de simuler un impact, le membre pelvien fléchi est placé sur le support et la gravité est appliquée. La position du modèle est ainsi ajustée et les contacts entre le support d'une part, la cuisse et le pied d'autre part sont renforcés.

La comparaison entre les simulations et les expérimentations sera d'abord réalisée sur la cinématique du membre pelvien. Elle se poursuivra sur les niveaux d'accélération avec un intervalle d'étude établi à 30 ms (avant que le sujet ne glisse de son support). Pour cela, des accéléromètres ont été placés sur les parties proximales et distales du tibia ainsi que du fémur. Les lésions prédites par le modèle seront ensuite comparées à celles obtenues dans les essais. Pour finir, la mesure de la flexion latérale sur le genou sera effectuée dans la simulation et comparée à celle de l'expérimentation.

La simulation a été réalisée avec le logiciel Radioss (commercialisé par Mecalog SARL) qui utilise une méthode de résolution explicite (la procédure de calcul est indiquée en *Annexe 5*). Elle a été conduite sur station Unix Sun Blade 100 (processeur Sparc, RAM 512 Mo) et sur station Linux Workstation 6000 (Processeur Xeon 2,8 GHz, RAM 1 Go). Le pas de temps fut compris entre 4,2.10⁻⁴ et 8,9.10⁻⁴ ms.

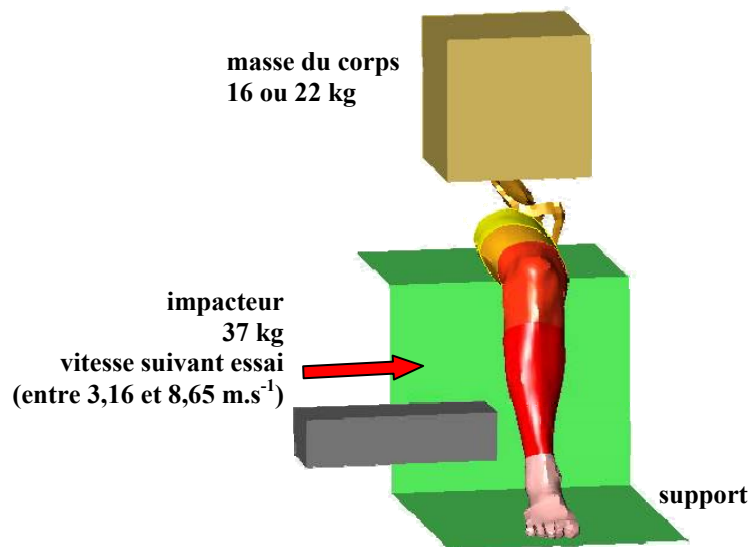


Figure 19 : Position pré-impact du membre pelvien et des éléments reproduisant un essai expérimental

2.3. Résultats comparés

2.3.1. Cinématique du membre pelvien

Grâce aux caméras rapides, la cinématique du membre pelvien a été enregistrée lors des essais. Elle a ainsi pu être comparée à celle obtenue dans la simulation. Cette comparaison est illustrée sur la figure 20 pour l'essai 1 (genou à 90° , vitesse d'impact $8,65 \text{ m.s}^{-1}$).

Dans le cas de l'impact présenté ci-dessus, il s'agit d'un membre pelvien gauche dans l'essai et droit dans la simulation. En nous appuyant sur les (nombreuses) expérimentations menées au LBA, nous avons pu constater qu'à conditions d'impact égales, la réponse du membre pelvien est indépendante du côté (gauche ou droit) considéré. Pour plus de clarté, les images de la simulation ont été inversées sur la figure 20.

Les mêmes étapes cinématiques sont observées dans la simulation et dans les essais. L'impacteur vient heurter la jambe juste au-dessus de la cheville. Elle est ainsi déviée latéralement dans la direction d'impact. La cuisse, en appui sur le support, présente un déplacement moins important. Le genou est donc sollicité en flexion varus. Du fait des forces de frottement, le pied reste au sol, en arrière. Ces différents mouvements (pied en retrait et en éversion, flexion varus du genou) sont correctement simulés. D'un point de vue qualitatif sur la cinématique, le modèle apparaît bien adapté à la reproduction d'impacts latéraux sur la jambe. Afin de quantifier les mécanismes de blessure sur le genou, l'angle de flexion varus sera mesuré et comparé aux résultats expérimentaux.

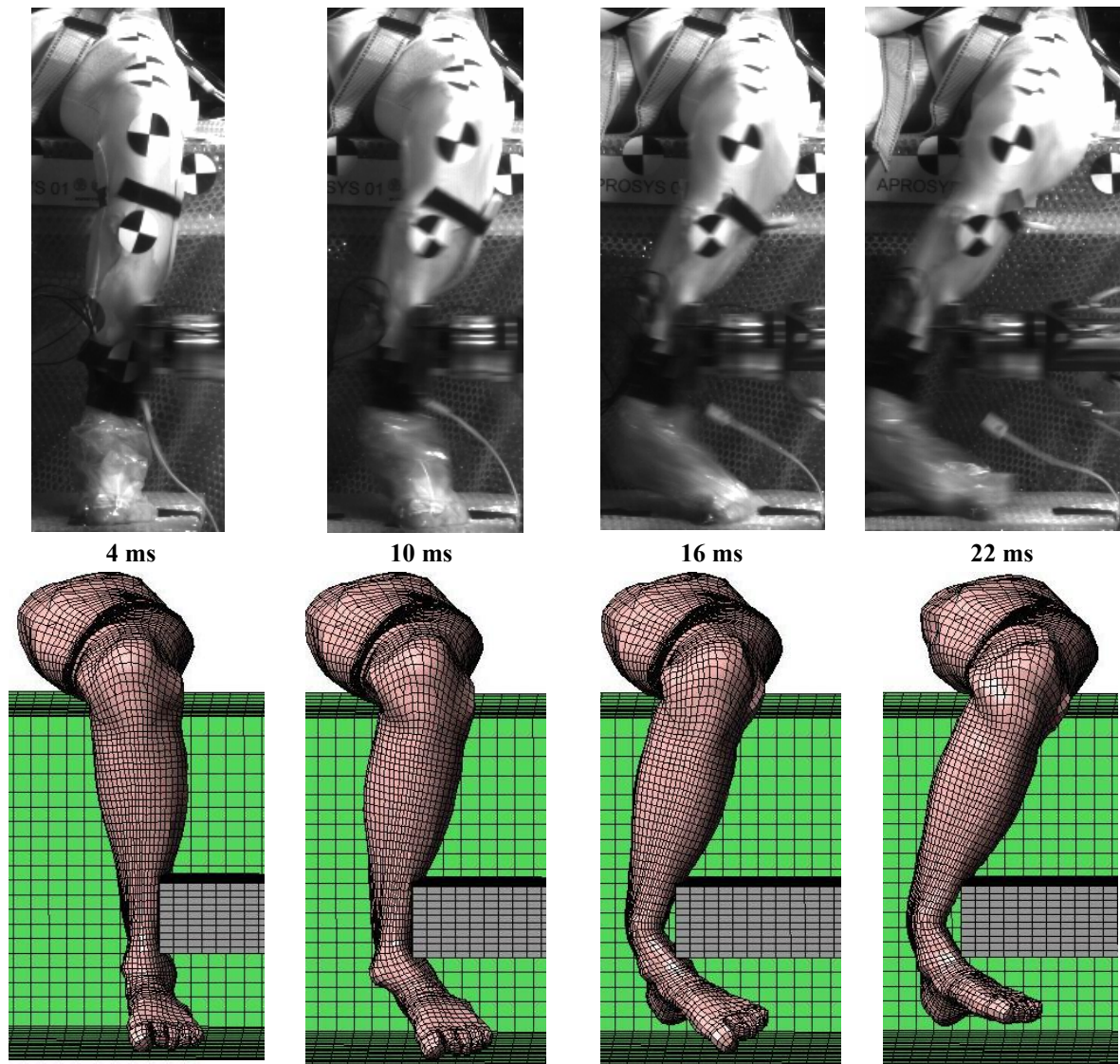
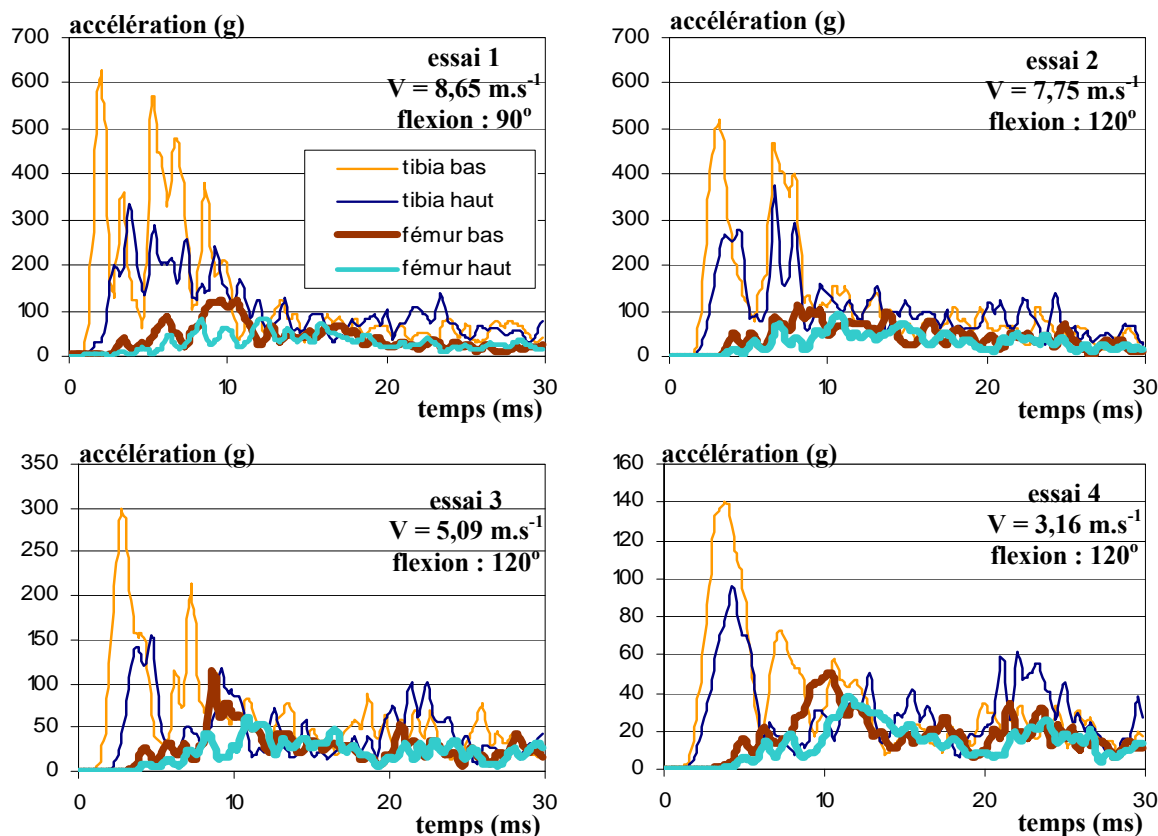


Figure 20 : Cinématique comparée du membre pelvien

2.3.2. Niveaux d'accélération

Des accéléromètres ont été placés sur le tibia et le fémur dans le modèle Éléments Finis comme lors des essais. Un accéléromètre a été positionné au tiers inférieur du tibia (nommé par la suite "tibia bas"), à proximité du point d'impact. Un autre a été placé au tiers supérieur ("tibia haut"). De même pour le fémur, les accéléromètres se situent au tiers inférieur (fémur bas) et au tiers supérieur (fémur haut).

Pour chacun des essais, les accélérations sont présentées sur le graphe 2. Les caractéristiques de chaque essai (vitesse de l'impacteur et angle de flexion du genou) sont également indiquées.



Graph 2 : Accélérations du tibia et du fémur (hauts et bas) pour chacun des quatre essais reproduits

Les pics d'accélération des simulations sont comparés avec ceux des essais. Les valeurs sont données dans le tableau 25. Les valeurs maximales d'accélération sont relativement proches des données expérimentales dans certains cas (essai 1 fémur, essai 2 tibia, essai 3 tibia et fémur, essai 4 fémur). Néanmoins, des différences significatives apparaissent pour les résultats suivants :

- *Accélération du tibia lors de l'essai 1* : Bien que ce soit la vitesse d'impact la plus élevée des quatre essais, c'est aussi l'expérimentation qui montre les plus faibles niveaux d'accélération sur le tibia. L'angle de flexion du genou (seul cas à 90°) a pu avoir une influence sur les résultats d'accélération par rapport aux autres impacts (120° de flexion). Les accélérations maximales de l'expérimentation apparaissent néanmoins faibles au vu des autres essais. Dans la simulation, le pic d'accélération montre au contraire une valeur très importante. Il s'agit même du niveau le plus élevé des quatre essais reproduits. Si la simulation semble, dans ce cas, surestimer les niveaux maximaux d'accélération du tibia, l'expérimentation paraît les sous-estimer.
- *Accélération du fémur lors de l'essai 2* : Dans cet essai, les valeurs expérimentales des accélérations du fémur montrent des maxima très importants. Ils sont 3 et 5 fois plus élevés que ceux des essais 3 et 4 respectivement (flexion de 120° et vitesse d'impact moindre) et 2,5 fois plus grands que ceux de l'essai 1 (flexion à 90° mais vitesse supérieure). Les valeurs expérimentales apparaissent donc grandes. Nous pouvons voir sur le graphe 1 que ces pics élevés se produisent quasi simultanément à 8ms. Ils peuvent être liés à un impact qui se serait produit à cet instant-là. En visionnant les films de l'essai, nous n'avons pas réussi à identifier un tel impact. Ce phénomène n'a pas été reproduit dans la simulation, les niveaux d'accélération présentent donc des maxima plus faibles, d'ordre de grandeur comparable aux autres essais.
- *Accélération du tibia lors de l'essai 4* : Les accélérations mesurées lors de l'expérimentation sur le tibia ont montré des niveaux particulièrement élevés au vu de la vitesse d'impact (la plus

faible des quatre essais). Ils sont comparables à ceux obtenus avec une vitesse de $5,09 \text{ m.s}^{-1}$ (flexion 120° également) et supérieurs à ceux enregistrés avec une vitesse de $8,65 \text{ m.s}^{-1}$ (flexion du genou 90°). Il est néanmoins difficile de conclure sur une surestimation de l'accélération maximale du tibia. Les valeurs données par la simulation sont nettement plus faibles.

	essai 1 ($8,65 \text{ m.s}^{-1}$) accélération max. (g)		essai 2 ($7,75 \text{ m.s}^{-1}$) accélération max. (g)		essai 3 ($5,09 \text{ m.s}^{-1}$) accélération max. (g)		essai 4 ($3,16 \text{ m.s}^{-1}$) accélération max. (g)	
	expérimental	simulation	expérimental	simulation	expérimental	simulation	expérimental	simulation
<i>tibia bas</i>	319	629	515	518	337	299	335	141
<i>tibia haut</i>	222	336	397	375	247	155	212	95
<i>fémur bas</i>	110	123	268	112	98	114	53	50
<i>fémur haut</i>	68	83	252	92	48	62	27	38

Tableau 25 : Accélérations maximales comparées pour chacun des essais

Sur certaines valeurs, les accélérations maximales des simulations ont montré des écarts notables avec les résultats expérimentaux. Il se peut que la simulation surestime ou sous-estime certaines valeurs suivant les conditions d'impact. Remarquons toutefois que, pour une même configuration d'impact (vitesse, angle de flexion du genou, etc.), un seul essai expérimental a été réalisé. La reproductibilité n'est donc pas assurée et la variation des conditions inhérente à toute expérimentation (variabilité des sujets par exemple) peut induire des modifications dans les résultats qu'il est difficile de retrouver dans les simulations. Ces dernières présentent néanmoins de bonnes corrélations avec les essais dans un grand nombre de cas. L'adéquation entre le modèle et l'expérimentation apparaît satisfaisante. Du fait des différences remarquées, les accélérations maximales des segments corporels ne sont pas suffisantes pour valider le modèle. Nous allons donc nous intéresser au bilan lésionnel et aux mesures de flexion latérale.

2.3.3. Bilan lésionnel

Au cours des nécropsies pratiquées après les essais expérimentaux, les blessures sur le membre pelvien ont pu être constatées. De manière générale, deux types de lésion se produisent lors de tels impacts : des fractures des os longs et des blessures ligamentaires. Nous avons rapporté les atteintes relevées lors des essais dans le tableau 24. Il s'est seulement agit de fracture, aucun dommage ligamentaire n'a été constaté. Dans les simulations, l'analyse lésionnelle a été réalisée par la répartition des contraintes sur les structures osseuses et les niveaux de déformation sur les ligaments. Dans chacun des cas, les paramètres sont comparés à des valeurs seuils au-delà desquelles les lésions sont présumées. Nous aurons l'occasion de revenir plus en détail sur les critères lésionnels et leur validité lors de la modélisation des impacts cycliste et piéton. Nous ne présenterons ici que les valeurs indispensables pour conclure sur l'apparition (ou non) de blessure.

Les contraintes de Von Mises sont utilisées pour évaluer les sollicitations des os. Dans cette configuration d'impact, le fémur présente des niveaux de contraintes assez faibles. Le tibia et la fibula, en revanche, montrent des contraintes importantes du fait de l'impact direct. Pour un même déplacement de l'impacteur (30 mm après le premier contact), la répartition des contraintes de Von Mises sur ces deux os est illustrée sur la figure 21. Des concentrations de contraintes apparaissent sur la zone en contact direct avec l'impacteur. Elles sont d'autant plus importantes que la vitesse de l'impacteur est grande.

Pour le tibia, les seuils lésionnels ont été définis à 130 MPa sur les extrémités distale et proximale et à 110 MPa sur la partie diaphysaire. Pour la fibula, ils ont été évalués à 115 MPa sur la partie proximale

et à 100 MPa ailleurs (Arnoux 2002). Pour les plus hautes vitesses d'impact, la force d'impact est suffisante pour conduire à la rupture des éléments dans la zone d'impact directe. Une fracture des métaphyses distales du tibia et de la fibula est donc observée pour les essais 1 et 2 (vitesse respective 8,85 et 7,75 m.s⁻¹). À 5,09 m.s⁻¹, une fracture fibulaire est observée tandis que le tibia n'est pas endommagé. Avec cette vitesse d'impact, la fibula, du côté de l'impact, a cédé et sa rupture peut avoir eu un effet d'amortissement de l'impact protégeant ainsi la structure tibiale, comme cela a déjà été constaté expérimentalement par Kajzer et al. (Kajzer 1990). Avec la plus faible vitesse (3,16 m.s⁻¹), aucune lésion osseuse n'a été observée.

Pour les deux plus grandes vitesses, les fractures simulées sont cohérentes avec les bilans expérimentaux. La seule différence est que, à 8,65 m.s⁻¹, la fracture se produit un peu plus haut sur la jambe dans la simulation (métaphyse tibiale distale) que dans l'expérimentation (malléole médiale). La position de l'impacteur a pu être légèrement plus élevée par rapport à la jambe dans la simulation. Notons que, avec les films, un petit écart vertical de position a été observé pour l'impacteur entre les essais 1 et 2.

Pour les deux plus faibles vitesses, les bilans lésionnels sont inversés : nous trouvions, dans l'expérimentation, une fracture de la fibula à 3,16 m.s⁻¹ et aucune lésion osseuse à 5,09 m.s⁻¹ (alors qu'il s'agit des membres pelviens d'un même sujet). Dans la simulation, la fracture fibulaire se produit à 5,09 m.s⁻¹ et la jambe est indemne à 3,16 m.s⁻¹. Nous pouvons nous étonner qu'expérimentalement, une fracture se produise à 3,16 m.s⁻¹ et pas à 5,09 m.s⁻¹. La variabilité d'une expérimentation à l'autre peut expliquer ce type d'écart. Nous pouvons néanmoins constater que, pour des vitesses d'impact assez faibles, le comportement général de la jambe est assez bien reproduit. S'il doit y avoir fracture, c'est la fibula qui rompt, amortissant l'impact et protégeant les structures tibiales.

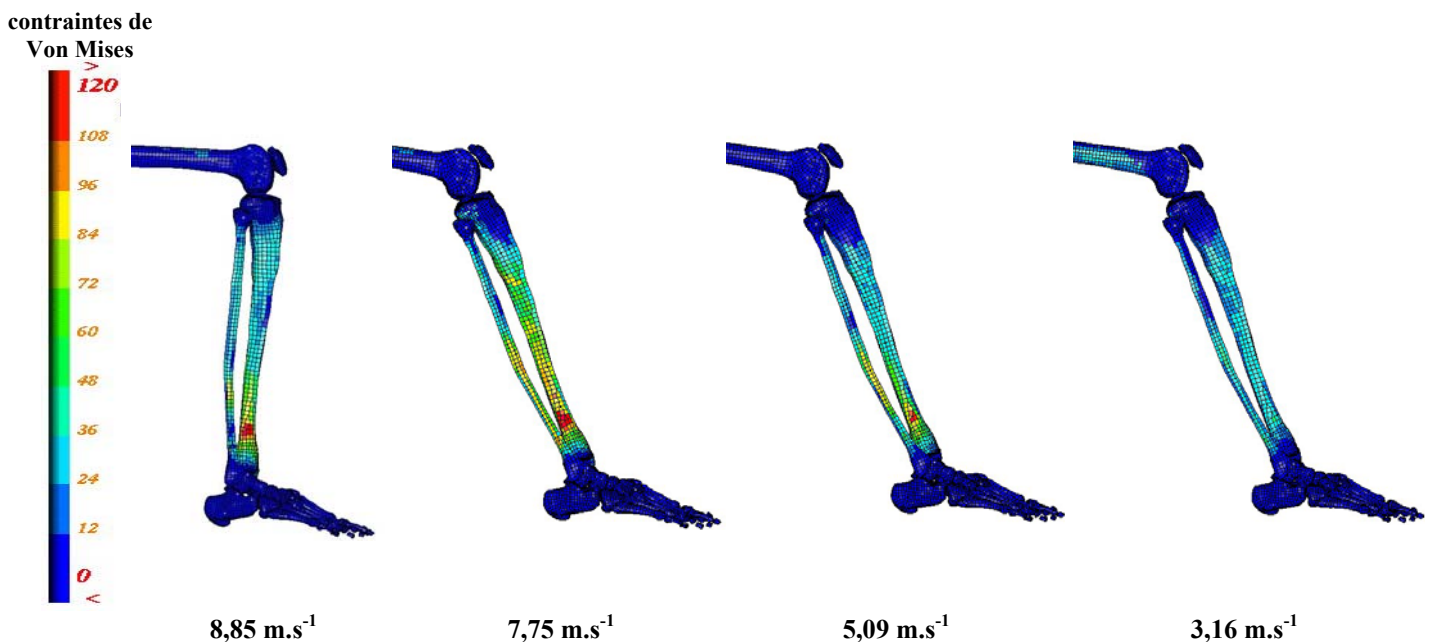
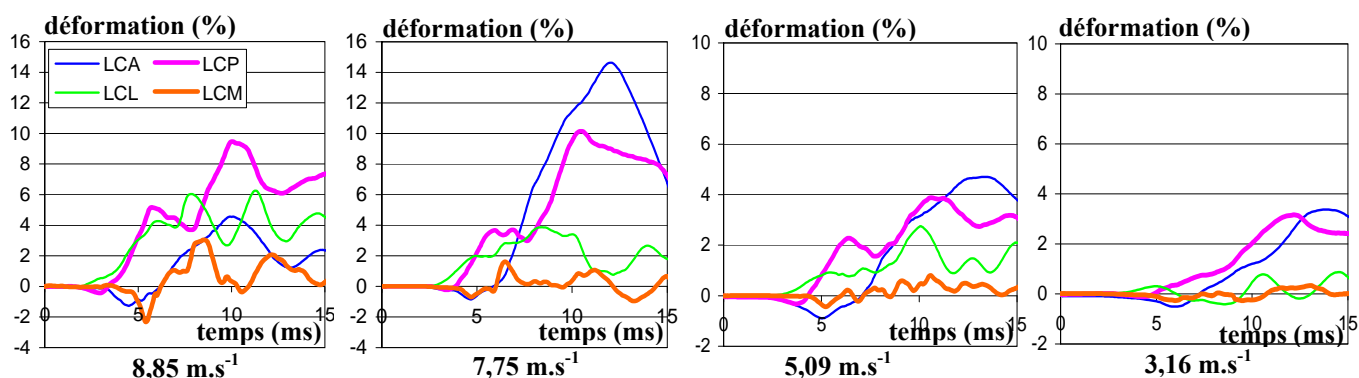


Figure 21 : Répartition des contraintes de Von Mises sur les os de la jambe dans chacun des essais pour un même déplacement (30 mm depuis l'instant d'impact) de l'impacteur

L'analyse lésionnelle sur les ligaments du genou est basée sur les valeurs de déformation. L'évaluation de la blessure est réalisée grâce à des seuils en déformation estimés pour les ligaments. Nous aurons l'occasion de revenir plus en détail sur ces seuils lésionnels lors des impacts cycliste et piéton. Les seuils utilisés avec le présent modèle ou d'autres issus de la littérature sont en général supérieurs à 20%.

Pour les quatre principaux ligaments du genou, les déformations mesurées dans la simulation sont présentées sur le graphe 3. Quelle que soit la vitesse d'impact, les déformations maximales ne dépassent pas 15 %. Ces valeurs, en deçà des critères lésionnels, montrent qu'aucun dommage ligamentaire ne s'est produit. Nous remarquons sur le graphe 3 que, pour des vitesses d'impact plutôt voisines ($7,75$ et $8,85 \text{ m.s}^{-1}$), les ligaments croisés (surtout le LCA) sont moins sollicités lorsque le genou est totalement fléchi. Pour des vitesses faibles, les déformations sont particulièrement modestes.



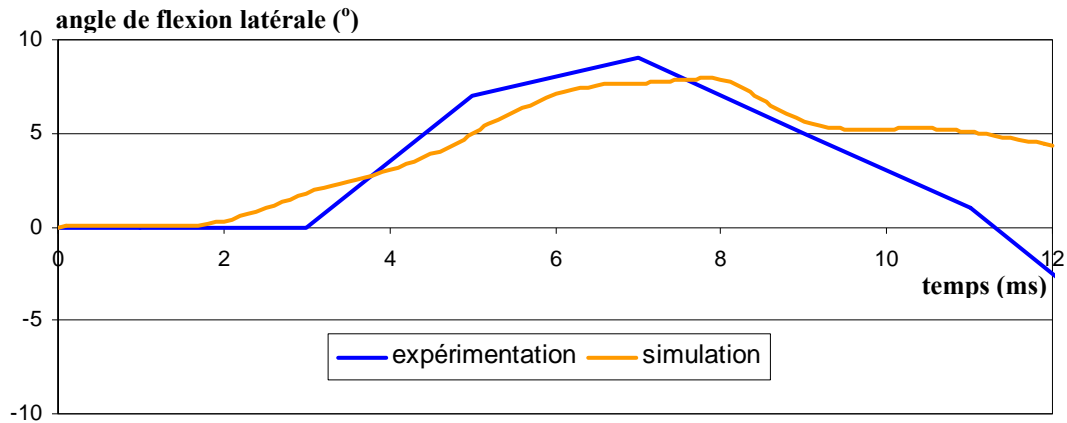
Graph 3 : Déformations des ligaments croisés et collatéraux du genou pour les quatre essais reproduits

Dans la simulation, l'analyse lésionnelle des ligaments est donc concordante avec les résultats expérimentaux. La configuration d'impact sollicite les ligaments à des niveaux infra-lésionnels. La flexion varus et le cisaillement n'atteignent pas des amplitudes suffisantes pour provoquer des dommages ligamentaires.

Dans la suite de notre travail, l'évaluation des mécanismes de blessure sera primordiale. Les niveaux de cisaillement et de flexion seront mesurés dans les simulations pour corroborer les blessures constatées. En se fondant sur ces résultats expérimentaux, une première approche est ici présentée.

2.3.4. Mesure de la flexion latérale

Lors des impacts latéraux sur la jambe, deux mécanismes pouvant conduire à des blessures sont prédominants au niveau du genou : la flexion latérale et le cisaillement. Dans le cas présent, la flexion latérale est prépondérante (impact juste au-dessus de la cheville). L'angle de flexion latérale a donc été mesuré. La méthode qui consiste à mesurer cet angle (cf. *Annexe 6*) sera utilisée tout au long de notre travail – avec le cas échéant le déplacement en cisaillement – pour quantifier les mécanismes de blessure. Comme les essais expérimentaux ont été filmés par caméra rapide, nous avons pu mesurer l'angle de flexion grâce aux mires placées sur le membre pelvien. À chaque pas de temps (cinématographie à cinq cents images par seconde soit une image toutes les deux millisecondes), l'angle de flexion entre l'axe fémoral et l'axe tibial est relevé. Il est montré, pour l'essai 1, sur le graphe 4 avec l'angle obtenu dans la simulation. Nous nous sommes intéressé à cet essai du fait de l'angle de flexion du genou (90°), identique à celui du cycliste dans les simulations présentées dans la partie 3. Il est mesuré sur les douze premières millisecondes. Comme il est obtenu par projection dans le plan frontal, cet intervalle de temps permet de considérer les instants où la flexion latérale est la plus importante sans que la jambe ait trop tourné.



Graph 4 : Angle de flexion latérale lors de l'essai expérimental 1 (flexion du genou 90°, vitesse d'impact 8,85 m.s⁻¹) et de la simulation

Bien que la flexion s'amorce légèrement plus tard dans l'expérimentation, l'angle de flexion obtenu dans la simulation est conforme aux valeurs expérimentales. La méthode utilisée ici permet donc de prévoir convenablement l'angle de flexion latérale et donc l'amplitude de cette flexion comme mécanisme de blessure.

2.3.4. Bilan des essais

Peu d'études expérimentales ont concerné l'impact latéral sur la jambe avec le genou fléchi. Cette configuration nous intéresserait d'autant plus que c'est la situation d'impact rencontrée par les victimes cyclistes.

Quatre essais, avec chacun une vitesse d'impact différente, ont donc été réalisés. Deux angles de flexion du genou ont été testés : 90° et 120°. Les accélérations ont été mesurées sur les parties proximales et distales du tibia et du fémur. Parallèlement, les mêmes essais ont été reproduits avec le modèle LLMS. Les résultats des simulations ont été comparés à ceux des expérimentations.

Sur la cinématique, le modèle Éléments Finis reproduit correctement le mouvement du membre pelvien, tel qu'il a été filmé lors des essais. En particulier, le genou est sollicité en flexion varus et la cheville en éversion. D'un point de vue qualitatif, le modèle permet de reproduire adéquatement la réponse du membre pelvien à l'impact latéral.

Des accéléromètres, placés comme dans l'expérimentation sur le tibia et le fémur, permettent de comparer les données d'accélération, et en particulier les valeurs maximales. Dans la mesure où, pour des conditions d'impact données (telle la vitesse de l'impacteur), un seul essai expérimental a été réalisé, il est difficile de conclure sur la reproductibilité de l'expérimentation. Des résultats trouvés (accélérations faibles du tibia à 8,85 m.s⁻¹ dans l'essai 1, accélérations élevées du fémur à 3,16 m.s⁻¹ dans l'essai 4) peuvent être attribués, en partie, aux caractéristiques propres au sujet utilisé. Les niveaux d'accélération mesurés ne permettent pas, seuls, d'assurer quantitativement l'adéquation du modèle avec l'expérimentation.

Le bilan lésionnel s'est fondé sur les lésions osseuses et ligamentaires constatées par nécropsie lors des expérimentations. La répartition des contraintes de Von Mises sur les os longs a mis en exergue les structures les plus sollicitées. Pour les grandes vitesses d'impact, des fractures tibiales et fibulaires se sont produites, comme dans les essais (pour le tibia, elle fut un peu plus basse dans l'essai 1). Pour des vitesses moindres, seule la fibula est éventuellement touchée. Les déformations des ligaments restent à des niveaux infra-lésionnels. Comparés aux résultats réels, la simulation a donc reproduit de manière appropriée les blessures osseuses et ligamentaires.

Enfin, la flexion latérale de la jambe a été mesurée. Dans la suite de ce travail, l'évaluation de cette flexion, l'un des principaux mécanismes de blessure avec le cisaillement agissant lors des impacts latéraux sur la jambe, est un enjeu majeur pour la compréhension de l'apparition des blessures. L'angle de flexion latérale a donc été estimé grâce aux axes tibiaux et fémoraux dans la simulation et grâce aux mires dans l'expérimentation. L'évolution des angles ainsi comparée montre des tendances tout à fait similaire par les deux méthodes. L'angle maximal, inférieur à 10° , est insuffisant pour conduire à des lésions ligamentaires sur le genou. La méthode utilisée dans la simulation permet une évaluation satisfaisante de la flexion latérale. Elle sera utilisée par la suite lors des impacts cyclistes.

Le modèle utilisé dans ces simulations a été présenté au chapitre précédent. Les différents choix de modélisation, tant pour les lois de matériaux que pour la définition des éléments anatomiques et, tout particulièrement, des articulations, ont pu influencer sur les résultats. Ce type de considération sera plus manifeste lors des simulations reproduisant les impacts des cyclistes et piétons. Une synthèse de ces observations, rendant compte des choix de modélisation et de leur possible influence, sera présentée en épilogue à ce travail (*Chapitre VII*).

Synthèse de la Partie 2

Avant de mettre en place les simulations d'impacts impliquant l'utilisateur vulnérable heurté par un véhicule, nous avons étudié le cas d'essais fractionnés sur le membre pelvien. Nous avons donc testé puis reproduit des impacts latéraux sur ce segment corporel avec le genou fléchi. Pour cela, un modèle Éléments Finis biofidèle du membre pelvien, le modèle LLMS, a été utilisé. Il est constitué de l'ensemble des éléments anatomiques constituant ce segment corporel avec les lois de matériau appropriées. Le modèle a été validé auparavant dans différentes configurations de choc et de mouvement physiologique. Lors d'études antérieures, la reproduction d'essais expérimentaux en flexion et cisaillement purs a permis d'établir, pour ces deux mécanismes de blessure, des critères lésionnels qui nous intéresseront tout particulièrement par la suite. Sur l'articulation du genou, l'angle de flexion latérale conduisant à l'endommagement des ligaments est de 15-20° et le déplacement en cisaillement de 13-15 mm.

Lors des impacts cyclistes, le modèle du membre pelvien sera utilisé avec le genou fléchi. Afin d'améliorer la tenue des éléments lors de la simulation de ce mouvement de flexion, la peau et les muscles passifs ont été remaillés. Nous avons également raffiné le maillage en prenant garde que les éléments ainsi créés respectent des critères précis (distorsion, obliquité, etc.). Le modèle a alors été utilisé pour reproduire des essais expérimentaux fractionnés conduits au LBA. Ces expérimentations ont consisté en quatre essais, chacun avec une vitesse d'impact (entre 3,16 et 8,65 m.s⁻¹), en impact latéral sur la jambe avec le genou fléchi (à 90° dans un cas, à 120° dans les autres cas). Les accélérations du tibia et du fémur ont été enregistrées. Ces quatre essais ont ensuite été reproduits avec le modèle LLMS.

Comparées aux valeurs expérimentales, les accélérations du tibia et du fémur obtenues dans les simulations ont parfois montré des écarts significatifs. Un seul essai a été conduit pour chaque vitesse d'impact, la reproductibilité de ces essais reste à vérifier. Les résultats d'accélération n'ont pas permis d'assurer une validation quantitative du modèle. En revanche, d'un point de vue qualitatif, la réponse du modèle s'est montrée cohérente avec l'expérimentation. D'abord, par rapport au bilan lésionnel, des fractures tibiales et fibulaires sont observées dans l'expérimentation comme dans les simulations pour les plus hautes vitesses d'impact. Pour les vitesses les moins élevées, seule la fibula est touchée (à 3,16 m.s⁻¹ dans l'expérimentation, à 5,09 m.s⁻¹ dans la simulation). La fracture fibulaire tend à amortir l'impact et protège les structures tibiales. Les lésions ligamentaires au genou sont étudiées dans le modèle suivant les déformations. Aucune rupture n'est décelée dans l'expérimentation comme dans les simulations. Ensuite, la flexion latérale (valgus) du genou, un des deux mécanismes de blessure prépondérants dans l'articulation, est mesurée dans l'essai grâce à la cinématographie rapide. Elle a également été enregistrée dans la simulation et ainsi comparée à l'expérimentation. Les valeurs de flexion latérale ont été très similaires pour les deux méthodes. La mesure de la flexion latérale sera généralisée à toutes les simulations conduites par la suite.

Avec le nouveau maillage de la peau et des muscles passifs, la flexion du genou est correctement simulée. D'un point de vue qualitatif, la reproduction d'essais fractionnés montre de bonnes concordances avec l'expérimentation. Nous avons considéré l'impact du membre pelvien seul, le modèle va être intégré dans l'environnement de chocs impliquant les usagers vulnérables (ajout du haut du corps et des véhicules). L'un des enjeux est d'estimer les mécanismes de blessure agissant sur le genou, articulation particulièrement touchée. La mesure de la flexion latérale est apparue cohérente au vu des résultats expérimentaux. Selon un principe similaire, le cisaillement sera évalué et des seuils lésionnels seront ainsi proposés.

Partie 3

Impact du Membre Pelvien de l'Usager Vulnérable

Chapitre V – Étude de l'impact cycliste

Pour constituer la simulation de l'impact cycliste, le modèle LLMS décrit précédemment a été utilisé. Les véhicules prenant part à la simulation (la voiture et la bicyclette) ont été ajoutés au modèle. Pour tenir compte du haut du corps du cycliste – qui peut jouer un rôle important du fait des effets de masse et d'inertie des parties supérieures (torse, membres thoraciques, etc.) –, une partie d'un mannequin Hybrid III a été couplée au modèle LLMS. La configuration de l'impact a été calquée sur celle d'un essai expérimental. Les résultats numériques et expérimentaux pourront ainsi être comparés. Avec une bonne concordance, la validation du modèle sera assurée.

1. Modélisation de l'impact cycliste

1.1. Modèles de voiture et de bicyclette

La voiture et la bicyclette qui ont été utilisées dans l'essai ont été mesurées *in situ*. Le véhicule motorisé est une voiture de tourisme de taille moyenne. La bicyclette est un VTT de type 26 pouces. Grâce à ces mesures, la géométrie des deux véhicules a été reconstituée et le maillage réalisé grâce au logiciel Hypermesh. Seules les parties avant du véhicule (le spoiler, le pare-choc et le capot) – qui entrent en contact avec le membre pelvien du cycliste– ainsi que le pare-brise et le toit ont été modélisés. Les principales données géométriques de la voiture sont présentées dans le tableau 26. La hauteur indiquée pour le toit, le pare-brise et le capot correspond à celle de leur bord d'attaque, la hauteur du pare-choc à celle de sa section médiane. L'avancée du pare-choc est calculée depuis le bord d'attaque du capot. L'inclinaison est mesurée par rapport au plan horizontal.

	hauteur (mm)	largeur (mm)	avancée (mm)	inclinaison (°)
pare-choc	(1) 441	(5) 90	(9) 98	
capot	(2) 637	(6) 840		(10) 16,5°
pare-brise	(3) 1 055	(7) 940		(11) 27°
toit	(4) 1 269	(8) 1 340		(12) 10°

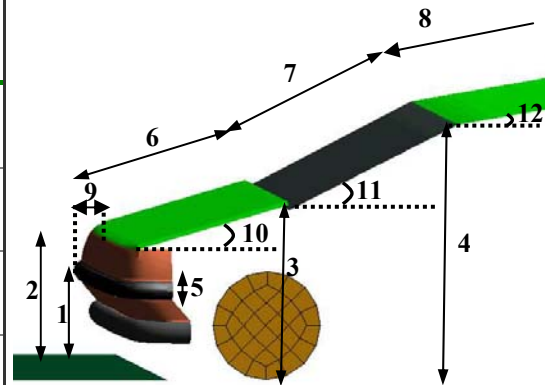


Tableau 26 : Paramètres géométriques des constituants du modèle de voiture

Les lois de matériaux utilisées pour les composants de la voiture sont basées sur les données de la NHTSA concernant des modèles Éléments Finis de véhicule (NHTSA 2005). Le capot et le toit sont en acier. Le pare-choc et le spoiler sont en composite et le pare-brise en polycarbonate. Les paramètres mécaniques de ces matériaux sont résumés dans le tableau 27. Comme seuls les composants de l'avant sont modélisés, une masse ajoutée a dû être affectée aux nœuds de la voiture. Elle a été calculée pour que la masse totale corresponde à celle de la voiture utilisée dans l'expérimentation (1 050 kg).

	module d'Young (MPa)	coefficient de Poisson	limite élastique (MPa)	contrainte à rupture (MPa)	déformation à rupture (%)
<i>spoiler</i>	8 500	0,4	80	100	29
<i>pare-choc</i>	2 800	0,3	50	80	28
<i>capot</i>	210 000	0,3	215	340	20
<i>pare-brise</i>	76 000	0,3	138	145	5
<i>toit</i>	210 000	0,3	215	340	20

Tableau 27 : Paramètres mécaniques des matériaux utilisés dans le modèle de la voiture

La bicyclette est constituée du cadre, du guidon et du pédalier (acier), de la selle (polyvinyle), des pédales (thermoplastique), des jantes (aluminium) et des pneus (caoutchouc). Sa masse vaut 15,2 kg comme dans l'expérimentation, elle n'a pas nécessité de masse ajoutée dans le modèle. Elle a été définie en corps rigide.

1.2. Modèle de cycliste

Le haut du corps et la jambe gauche d'un mannequin Hybrid III rigide ont été ajoutés. Ils permettent de tenir compte des effets inertiels – importants pour la cinématique – des différentes parties corporelles et de rehausser le centre de gravité du cycliste. Le couplage du modèle LLMS et de l'Hybrid III a été réalisé au moyen d'une liaison mathématique modélisant la hanche (cf. figure 22). Le mannequin Hybrid III comprend l'abdomen, le torse, le cou, la tête, les membres thoraciques. Chacun de ces segments rigides est interconnecté aux segments contigus par des liaisons cinématiques qui permettent de limiter les mouvements au domaine physiologique. La configuration expérimentale a consisté en un choc centré d'une voiture sur le côté droit du cycliste. Le modèle LLMS est placé du côté de l'impact (côté droit). Le membre pelvien controlatéral (côté gauche) appartient à l'Hybrid III. La présence du membre pelvien, y compris du côté non impacté, peut avoir un effet important sur la cinématique du cycliste. Le modèle entier est montré sur la figure 22.



Figure 22 : Modèle global utilisé pour l'impact cycliste, incluant le modèle LLMS (membre pelvien droit) et un mannequin Hybrid III rigide (haut du corps et membre pelvien gauche)

Pour comparer les résultats numériques aux résultats expérimentaux, il a été nécessaire de reproduire le plus fidèlement possible la configuration d'impact mise en place dans l'expérimentation. Les angles de flexion adéquats pour la hanche et le genou ont été définis. La modélisation simplifiée de la hanche (liaison mathématique) a permis de faire varier l'angle de flexion de l'articulation au moyen d'une simple rotation des éléments. Pour cela, nous avons modifié le maillage de l'Hybrid III en contact avec la hanche afin d'éviter toute interférence de maillage avec le modèle LLMS lors de cette rotation.

Lors de l'expérimentation, le genou du côté de l'impact avait un angle de flexion de 90°. Dans le modèle Éléments Finis, l'articulation du genou est modélisée de manière complexe avec la présence des surfaces articulaires, des ménisques et de l'appareil ligamentaire. Au contraire de la flexion de la hanche qui n'a nécessité qu'un ajustement géométrique (rotation des éléments), celle du genou a donc demandé une simulation préliminaire afin que l'on obtienne un mouvement physiologique avec le modèle LLMS. Les étapes de cette simulation ont été précédemment décrites lors de la reproduction des essais latéraux fractionnés (cf. *Chapitre IV* paragraphe 2.1.).

La position du haut du corps (Hybrid III) a également dû être adaptée pour reproduire celle des sujets. La rotation du torse et des bras a permis d'obtenir le contact entre les mains du cycliste et le guidon de la bicyclette. La rotation de la jambe gauche (membre pelvien de l'Hybrid III) a permis d'obtenir le contact du pied gauche avec la pédale. Ces ajustements ont été réalisés avec un positionneur spécialement adapté aux mannequins : M-CRASH, pré-processeur du logiciel Radioss avec lequel seront réalisées les simulations.

1.3. Conditions de simulation

La voiture n'a pas été placée directement en contact avec la jambe du cycliste. Durant les dix premières millisecondes, seule la gravité est appliquée au modèle. Cela permet de faire asseoir le cycliste plus correctement sur la selle. Le sol a été ajouté, il permet de créer un contact avec frottement entre les roues de la bicyclette et le sol (coefficient de frottement 0,7). En ce qui concerne le modèle de voiture, seule la translation suivant Y (sens de déplacement) est autorisée. Aucune condition de blocage n'est imposée au cycliste ni à la bicyclette. La voiture est en position de freinage (avant plus bas). La vitesse de la voiture, comme lors de l'expérimentation, est de 32 km/h. Elle est soumise à une décélération de 0,8 g à partir du premier contact (freinage).

La configuration expérimentale a été reproduite avec une attention particulière sur la position initiale du cycliste (flexion de 90° du genou, posture du haut du corps, etc.), elle est présentée sur la figure 23. Des accéléromètres ont été placés sur le membre pelvien aux mêmes endroits que lors de l'expérimentation (fémur et tibia). Ils nous permettront d'enregistrer les accélérations de ces segments corporels qui seront comparées à celles obtenues expérimentalement.

Dans la simulation, l'étude se concentre sur l'impact du membre pelvien. Les principaux impacts se déroulent durant les cent premières millisecondes. Nous limiterons donc l'analyse des paramètres (accélération, contraintes et déformations) cet intervalle de temps. Le pas de temps obtenu pour cette simulation a été de 5.10^{-4} ms. Les simulations ont été réalisées sur station Unix Sun Blade 100 (processeur Sparc, RAM 512 Mo) et sur station Linux Workstation 6000 (Processeur Xeon 2,8 GHz, RAM 1 Go). Une attention toute particulière a été accordée à "l'énergie d'hourglass". Cette énergie qui n'est reliée à aucun phénomène physique est produite, dans les codes de calcul, par des forces appliquées aux éléments pour éviter des modes de déformation parasites. L'énergie d'hourglass doit rester dans des proportions faibles. Si ce n'est pas le cas, les éléments perturbateurs doivent être remaillés (la forme de l'élément influence les modes d'hourglass) ou une nouvelle formulation doit être utilisée. Dans la simulation, sur 150 ms, l'énergie d'hourglass atteint au plus 0,22 % de l'énergie totale. Les éléments et leur formulation sont suffisamment bien définis pour ne pas faire accroître l'énergie d'hourglass de façon trop importante.

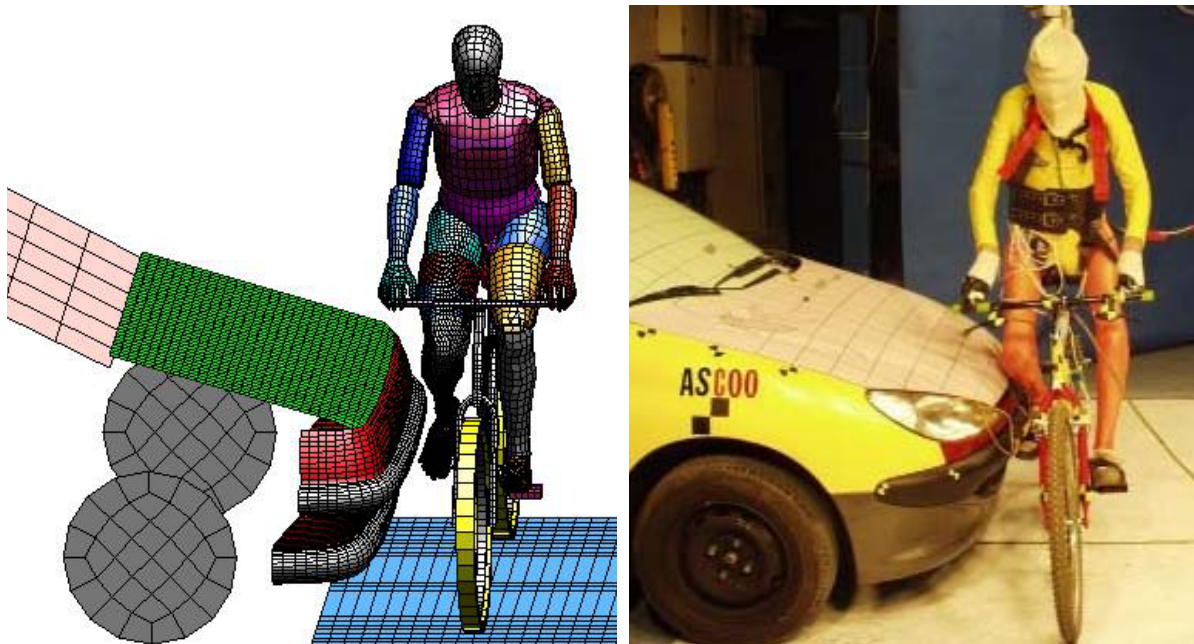


Figure 23 : Modèle Éléments Finis de l'impact cycliste et configuration expérimentale pré-impact

1.4. Méthode d'analyse

Lors de la simulation, différents paramètres sont enregistrés. Certains sont également mesurés lors l'essai. Ils vont être utile pour la comparaison entre la simulation et l'expérimentation. Il s'agit principalement de la cinématique et des accélérations.

Analyse de la cinématique : La première étape de notre analyse a consisté à comparer la cinématique du cycliste avec celle filmée lors de l'expérimentation (cinématographie rapide). Cette analyse n'a pas été effectuée d'un point de vue quantitatif mais a permis de caractériser les étapes typiques de l'impact cycliste. Elle permettra de s'assurer que le couplage entre le modèle LLMS et le modèle d'Hybrid III offre une cinématique cohérente par rapport à l'expérimentation.

Évolution des accélérations : Dans le modèle, des accéléromètres placés sur le tibia et le fémur ont enregistré les accélérations de ces segments corporels. La comparaison faite avec les accélérations enregistrées au cours de l'essai apporte des informations précises sur la conformité du modèle par rapport à l'expérimentation. Cette comparaison a principalement été effectuée sur les pics d'accélération et les instants correspondants.

D'autres paramètres non mesurés lors de l'expérimentation permettent néanmoins de postuler sur l'apparition des lésions. La méthodologie présentée ici a déjà été utilisée dans des études antérieures (Thollon 2002, Arnoux 2004), elle est détaillée ci-dessous.

Interprétation de la cinématique du membre pelvien : Dans la simulation, la cinématique du membre pelvien a été enregistrée afin de s'assurer que les mouvements sont cohérents avec la configuration d'impact. L'analyse est centrée sur les mouvements des articulations (genou et cheville) afin de vérifier la conformité du modèle à l'impact. Elle apporte également des informations précieuses sur les mécanismes de blessure : nous dissocierez les mouvements physiologiques des mouvements pathologiques par identification du cisaillement et de la flexion varus sur l'articulation du genou.

Niveaux de contraintes : Les contraintes sont généralement utilisées pour mesurer les niveaux de sollicitation des structures osseuses (Yang 1996, Schuster 2000, Maeno 2001, Nagazaka 2003, Arnoux 2004). La mesure de la contrainte est un indicateur approprié pour

identifier le risque de rupture de telles structures. Les contraintes de Von Mises (VM) sont comparées aux seuils limites en contraintes dont la valeur dépend de l'os (tibia, fibula et fémur) et du lieu (métaphyse, épiphyse, diaphyse) considérés. Dans la simulation, ces seuils sont estimés entre 110 et 130 MPa pour le tibia, 100 et 125 MPa pour la fibula et 125 MPa pour le fémur, d'après des résultats expérimentaux (Arnoux 2002).

Mesure des déformations : La mesure des déformations est l'un des critères les plus utilisés pour déterminer les lésions des tissus mous, et en particulier des ligaments (Yang 1996, Schuster 2000, Koch 2002, Nagazaka 2003, Arnoux 2004). En effet, la mesure de la déformation est un indicateur significatif de la rupture des tissus mous tandis que les matériaux plus rigides (tels les os) sont davantage "sensibles" à la contrainte. Les lésions des ligaments sont estimées par comparaison des niveaux de déformation avec une valeur seuil. Dans la simulation, les déformations ont été mesurées pour les quatre principaux ligaments du genou. Leurs valeurs seuils en déformation données dans des études antérieures varient d'un auteur à l'autre. Elles sont en général comprises entre 20 et 28 % (Kennedy 1974, Prietto 1988, Yang 1993) – voir le chapitre II pour le détail des déformations à rupture utilisées dans certains modèles Éléments Finis –. Arnoux, à partir d'essais expérimentaux sur ligaments, a trouvé des valeurs seuils comprises entre 15 et 24 % pour les ligaments croisés et 23 et 28 % pour les ligaments collatéraux (Arnoux 2000). Toutes ces valeurs lésionnelles ont été définies pour le genou en extension. Il conviendra également de vérifier que ces critères sont applicables lorsque le genou est fléchi. Afin de mesurer les déformations des ligaments dans la simulation, des capteurs ont été placés dans le modèle. Ils consistent en des séries de ressorts suivant l'axe principal des ligaments, ressorts de très faible rigidité afin de ne pas influencer les résultats mesurés.

L'étude du membre pelvien se terminera par une évaluation des mécanismes de blessure (flexion latérale et cisaillement). En nous appuyant sur le temps d'apparition de la première blessure ligamentaire, les seuils lésionnels pour ces deux mécanismes seront ainsi estimés. L'analyse décrite ci-dessus n'a été appliquée qu'au membre pelvien lors des impacts primaires (la chute au sol, par exemple, n'est pas prise en compte). Elle n'a pas été étendue aux autres segments corporels.

2. Résultats de la modélisation comparés à l'expérimentation

La simulation a été réalisée avec le logiciel Radioss. Les résultats exposés ci-dessous ainsi que la comparaison avec les expérimentations suivent la méthodologie qui vient d'être développée.

2.1. Cinématique globale du cycliste

Comme cela a été observé lors de l'expérimentation et décrit antérieurement dans des études (Otte 1989, Haight 1990), la cinématique du cycliste lors d'un impact latéral montre des étapes caractéristiques. Le premier impact se produit entre le pare-choc et la jambe, au-dessous du centre de gravité du cycliste. Ce dernier subit alors un mouvement de rotation dans le plan frontal. Ce mouvement le conduit sur le capot de la voiture, causant un impact entre la cuisse et le capot. La cinématique se termine en général par un impact du membre thoracique, de l'épaule et/ou de la tête contre le pare-brise. La cinématique du cycliste observée dans la simulation est cohérente avec ces différentes étapes (cf. figure 24).

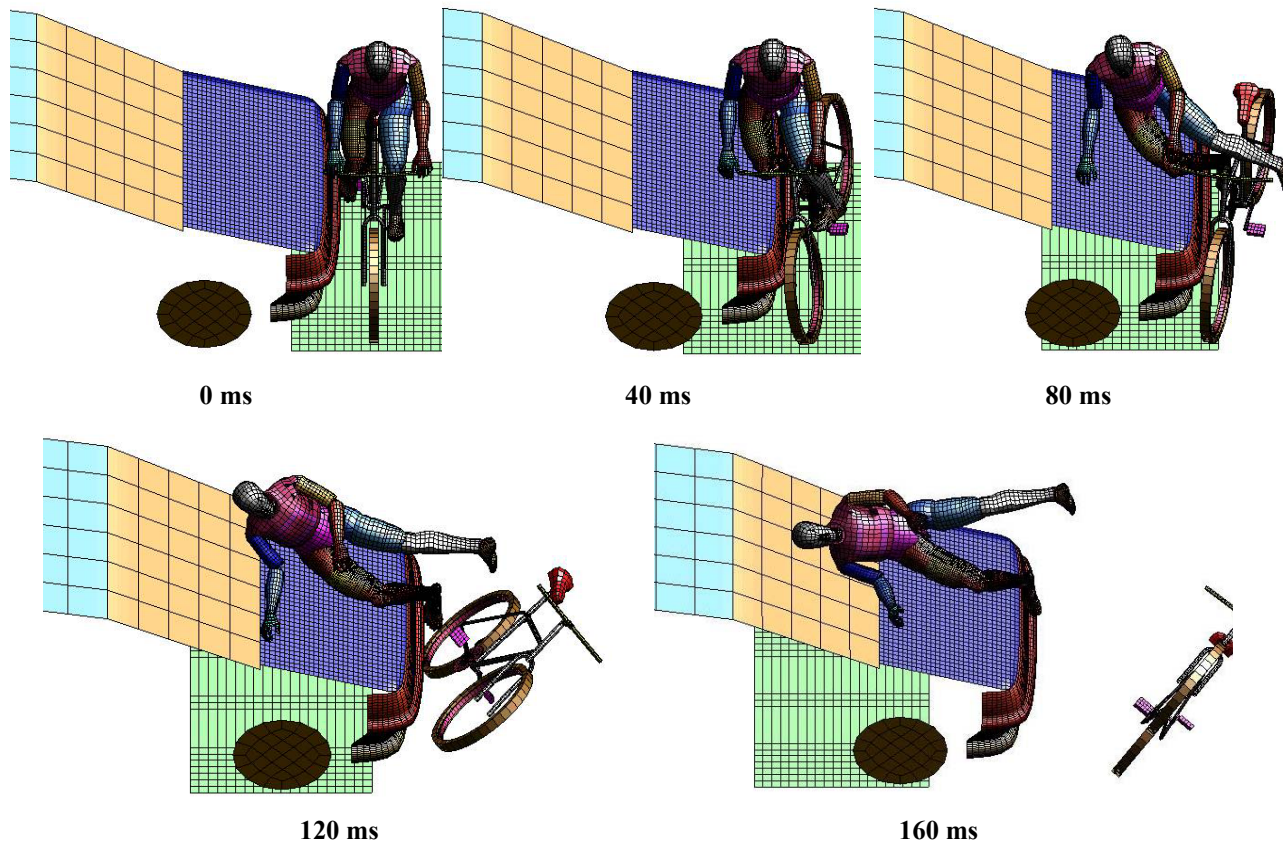


Figure 24 : Cinématique globale du cycliste présentant les différentes étapes de l'impact

Dans la simulation, l'étude est centrée sur les impacts subis par le membre pelvien. Le premier contact se produit entre le pare-choc et la cheville du cycliste. La jambe est alors déviée et heurte la bicyclette (8 ms). Le membre pelvien du cycliste est ainsi pris en tenaille entre le pare-choc et la bicyclette. Le bord d'attaque du capot heurte ensuite la partie supérieure du tibia (11 ms). Puis c'est le haut de la jambe qui vient heurter la bicyclette (21 ms). L'impact du pare-choc sous le centre de gravité du cycliste provoque un mouvement de rotation du haut du corps qui conduit le cycliste sur le capot de la voiture. Durant cette rotation, un nouvel impact se produit entre la partie avant du capot et le genou (28 ms). Ces étapes observées dans la simulation sont cohérentes avec la cinématique du membre pelvien filmée durant l'essai (cf. figure 25).

À partir d'un même temps de référence ($t = 0$ lors du premier impact), les différents impacts filmés lors de l'essai se produisent à des instants similaires à ceux de la simulation. Un premier impact du pare-choc se produit sur la cheville. Le bord d'attaque du capot vient ensuite heurter le haut de la jambe (12 ms). Avec le début du mouvement de rotation du cycliste, le genou entre en contact avec la partie avant du capot (30 ms). Dans la simulation, la cinématique du membre pelvien coïncide avec ce qui a été observé durant l'expérimentation.

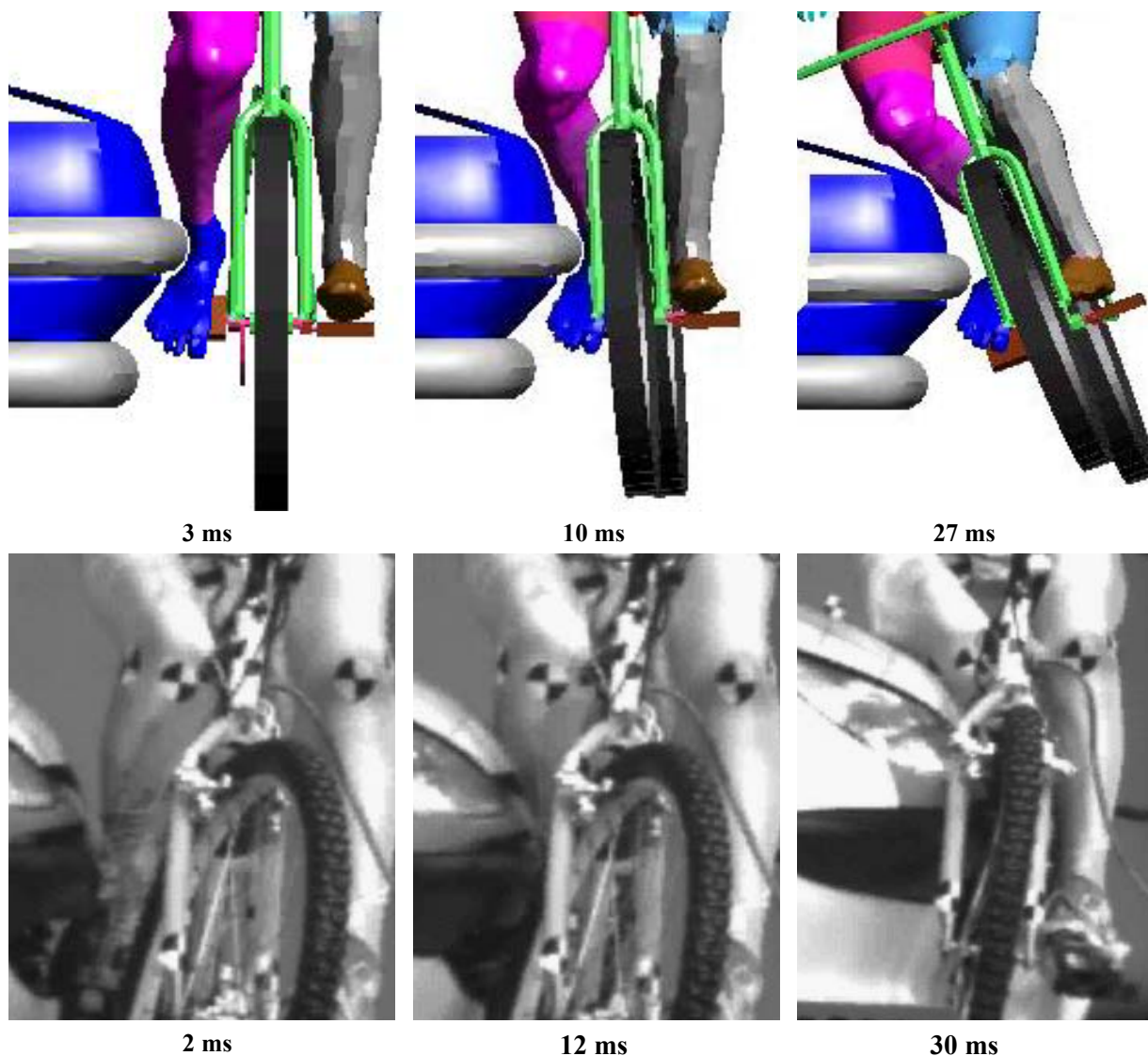
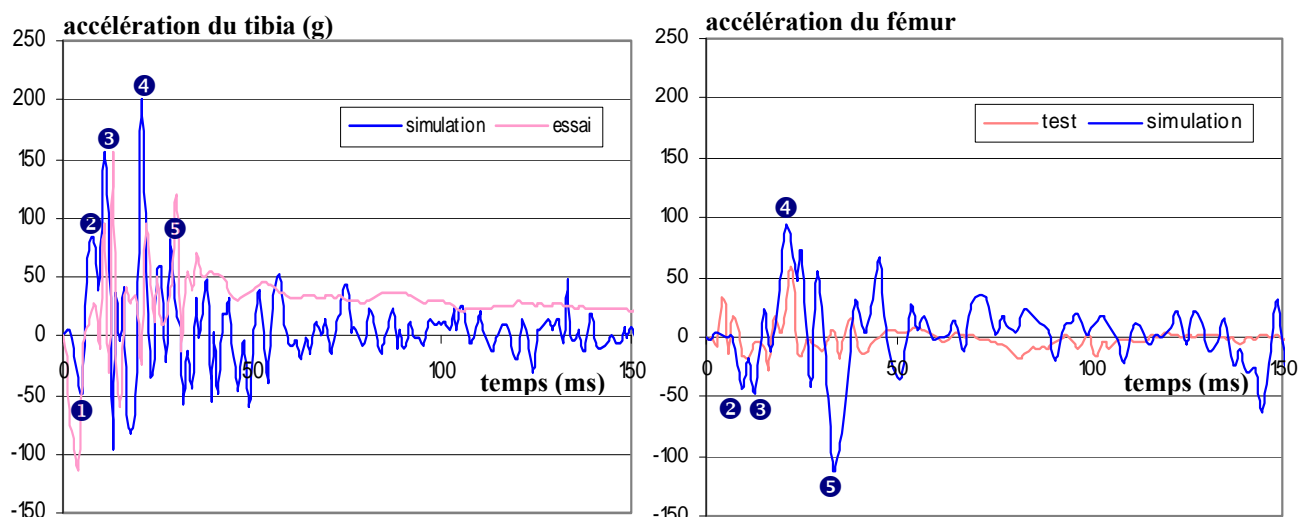


Figure 25 : Étapes de l'impact centrées sur le membre pelvien

2.2. Accélérations du tibia et du fémur

L'analyse de la cinématique proposée ci-dessous ne s'appuyait que des observations qualitatives. Pour s'assurer de la cohérence du modèle dans cette configuration d'impact, les accélérations du tibia et du fémur enregistrées dans la simulation ont été comparées avec les valeurs expérimentales. Comme des accéléromètres uni-axiaux ont été utilisés dans l'expérimentation, des accéléromètres uni-axiaux ont également introduits dans le modèle Éléments Finis. Néanmoins, les valeurs mesurées sont fortement dépendantes de l'orientation de l'axe du repère. De petites variations dans son orientation supposée peuvent introduire des différences dans les mesures. Ainsi, dans ce contexte, ces résultats offrent plutôt une tendance. Les évolutions temporelles des accélérations expérimentales et numériques sont données sur le graphe 5.



Graph 5 : Évolution temporelle des accélération du tibia et du fémur mesurées lors de la simulation et de l'expérimentation

Les accéléromètres uni-axiaux sont placés sur les métaphyses proximales du tibia et du fémur. L'axe des accéléromètres est dirigé suivant le sens de déplacement de la voiture. Le premier pic du tibia correspond à l'impact du pare-choc sur la jambe (❶). Du fait de la position de l'accéléromètre (au-dessus du point d'impact), l'accélération est dans la direction opposée à l'impact (valeur négative sur la courbe). Ce premier impact a peu d'effet sur l'accélération du fémur. Les impacts contre la bicyclette et le bord d'attaque du capot (❷ et ❸) produisent des pics d'accélération sur le tibia (8 et 11 ms) et sur le fémur (9 et 13 ms). Le pic maximal (201 g) pour le tibia (❹) se produit à 21 ms consécutivement au contact entre la jambe et la bicyclette. Quant au fémur, l'accélération maximale de -110 g (❺) est induite lors du mouvement de rotation du haut du corps (en sens contraire du déplacement de la voiture, d'où la valeur négative) lorsque le haut du genou vient en contact avec l'avant du capot.

Les pics d'accélération consécutifs aux différents impacts relevés dans la simulation et comparés à ceux de l'expérimentation sont montrés dans le tableau 28. Les accélérations du modèle sont cohérentes avec les valeurs expérimentales au regard des temps d'apparition. En revanche, si certains pics présentent des amplitudes similaires, d'autres montrent des valeurs différentes. Ces dissimilitudes proviennent vraisemblablement de la manière de mesurer (accéléromètres uni-axiaux) qui, nous l'avons déjà évoqué, peut induire des différences significatives si l'axe de l'accéléromètre dans la simulation n'est pas parfaitement aligné à celui de l'expérimentation. Globalement, la simulation fournit néanmoins de bonnes corrélations avec l'essai, particulièrement en ce qui concerne la réponse temporelle.

impacts		tibia		fémur	
		temps (ms)	pic d'accélération (g)	temps (ms)	pic d'accélération (g)
❶ pare-choc/jambe	simulation	5	-48	—	—
	essai	4	-111	—	—
❷ bicyclette/jambe 1	simulation	8	84	9	-43
	essai	11	94	11	-18
❸ bord capot/jambe	simulation	11	156	13	-47
	essai	13	155	16	-28
❹ bicyclette/jambe 2	simulation	21	201	21	94
	essai	22	121	22	59
❺ capot inf/genou	simulation	28	78	29	55
	essai	30	120	32	-12

Tableau 28 : Comparaison des pics d'accélération expérimentaux et numériques pour les différents impacts

2.3. Cinématiques articulaires

Les cinématiques articulaires apportent des informations précieuses sur les mécanismes de blessure. Ces différents mécanismes vont être décrits pour la cheville et pour le genou. En ce qui concerne la cheville, les mouvements d'abduction et de pronation sont montrés sur la figure 26.

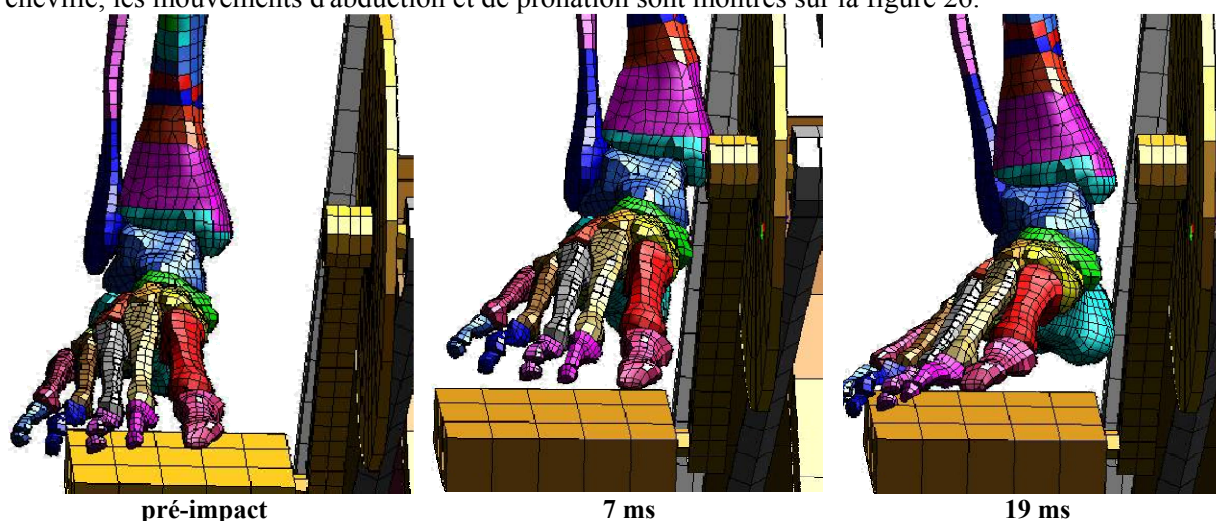


Figure 26 : Mouvements du membre pelvien : abduction et pronation de la cheville

Après le premier impact du pare-choc sur la cheville, l'articulation subit un mouvement d'abduction. Lors du contact entre la jambe et la bicyclette, le pied se trouve bloqué entre le pare-choc et la bicyclette. L'impact du bord d'attaque du capot sur la partie supérieure de la jambe provoque un mouvement en pronation de la cheville. Terensiński et Madro ont montré qu'une des lésions communes de la cheville en pronation était la fracture de la malléole médiale (Terensiński 2001a). Cette observation sera mise en parallèle avec l'étude lésionnelle des os (au travers de la distribution des contraintes), comme nous le verrons par la suite.

Les mouvements du genou sont montrés sur la figure 27. Après le premier impact du pare-choc, le genou subit un mouvement en flexion varus. Lorsque le bord d'attaque du capot vient heurter le haut de la jambe, le tibia se déplace latéralement par rapport au fémur. Le genou subit ainsi du cisaillement (translation latéro-médiale). A cause des effets combinés de la flexion et de l'impact, le tibia subit une rotation autour de l'axe longitudinal (torsion).

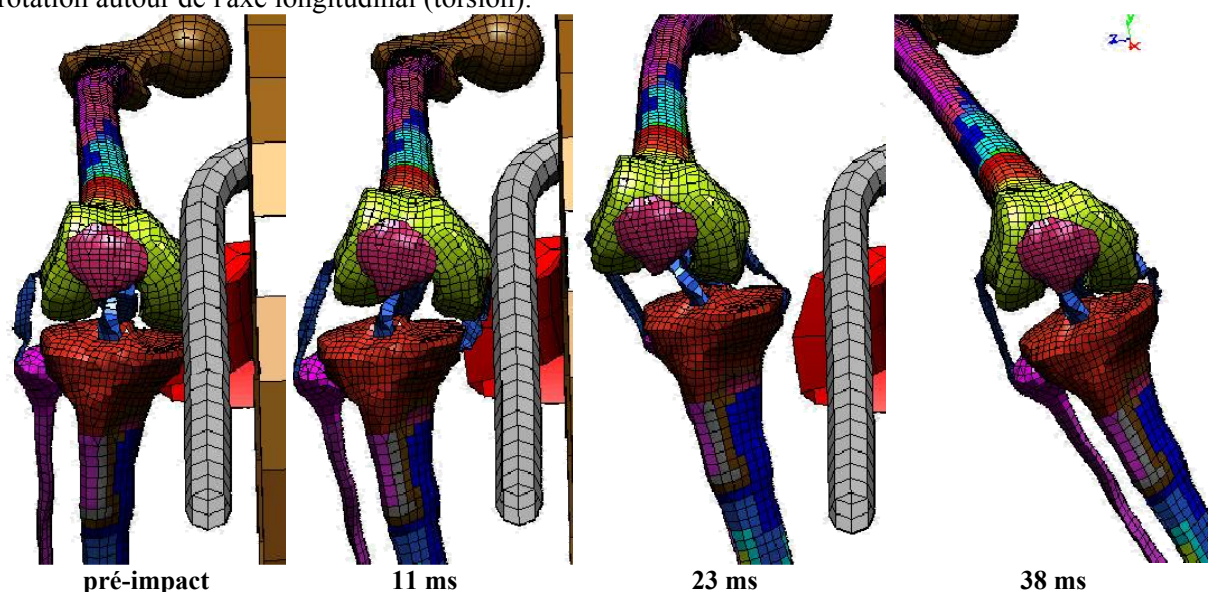
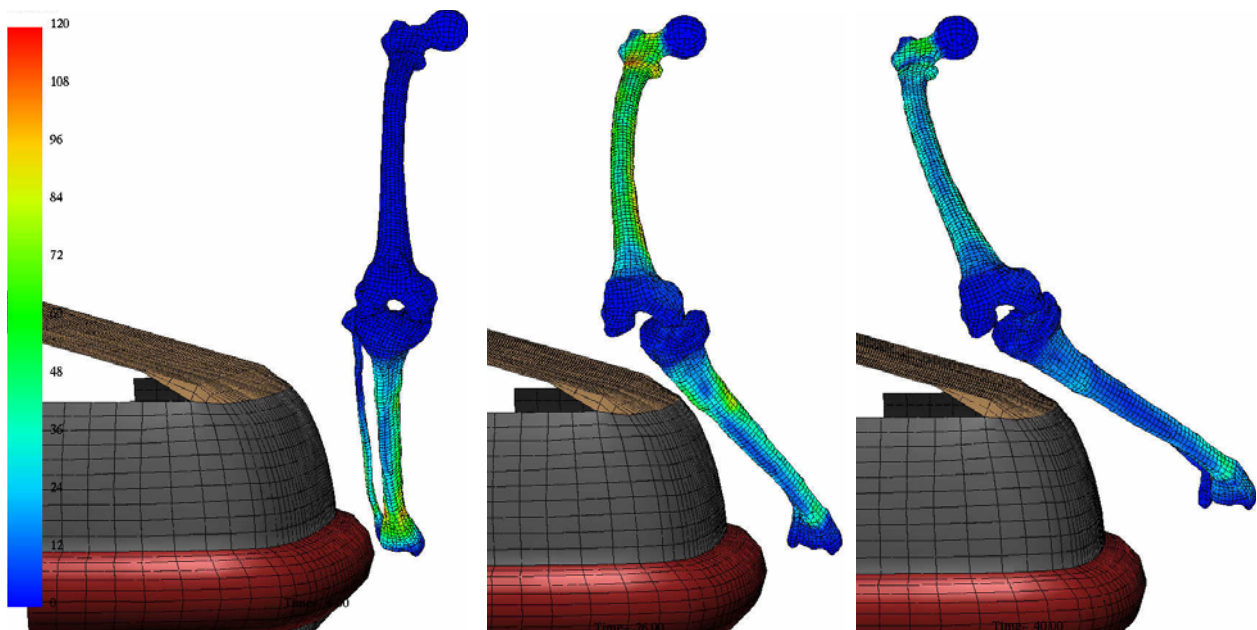


Figure 27 : Mouvements du membre pelvien : flexion varus, translation latéro-médiale et torsion du genou

Le cycliste est assis sur la selle de la bicyclette et le poids du corps n'est donc pas transmis au pied (comme c'est le cas par exemple pour une personne en position debout). Le pied, bien qu'en contact avec la pédale de la bicyclette, n'est donc pas chargé par le poids du corps. Les frottements sont faibles et le pied est projeté sous l'effet de l'impact sur la cheville. Ainsi, le premier mouvement induit (flexion varus) est cohérent avec la position initiale du cycliste et le lieu d'impact. Terensiński et Madro ont montré que les blessures communes du genou en flexion varus sont la rupture du ligament collatéral latéral et la fracture du condyle médial du tibia (Terensiński 2001). Les impacts suivants, comme celui du bord du capot sous le genou, créent du cisaillement. D'après Kajzer et al., les blessures communes du genou en cisaillement sont la fracture de l'éminence intercondylienne tibiale – qui entre en contact avec le condyle fémoral médial comme on peut l'observer sur la figure 27 à 23 ms – et la rupture du LCA (Kajzer 1997). Ces observations seront reliées au bilan lésionnel réalisé sur les ligaments (niveaux de déformation). Cela nous permettra d'établir dans quelle mesure les lésions sont cohérentes avec les mécanismes de blessures relevées dans la simulation.

2.4. Contraintes sur les os longs

Pour étudier les sollicitations des os, les contraintes de Von Mises (VM) sont un critère usuel. Lors des accidents cyclistes réels, les fractures du membre pelvien sont observées, par ordre d'importance, sur le tibia, sur la fibula et sur le fémur (ONISR 2002a). Pour ces trois os, la distribution des contraintes de VM est montrée sur la figure 28. Le seuil lésionnel en contraintes varie suivant le lieu et l'os considérés. Pour la fibula, il est évalué à 100 MPa sauf sur la partie proximale (125 MPa). Quant au tibia, ce seuil est de 110 MPa sur les épiphyses et de 130 MPa ailleurs. Enfin, pour le fémur, il est estimé à 125 MPa (Arnoux 2002). Ces valeurs, utilisées pour le modèle LLMS, sont en accord avec les seuils lésionnels considérés dans d'autres modèles Éléments Finis (cf. tableaux 11 et 12 au *Chapitre II*).



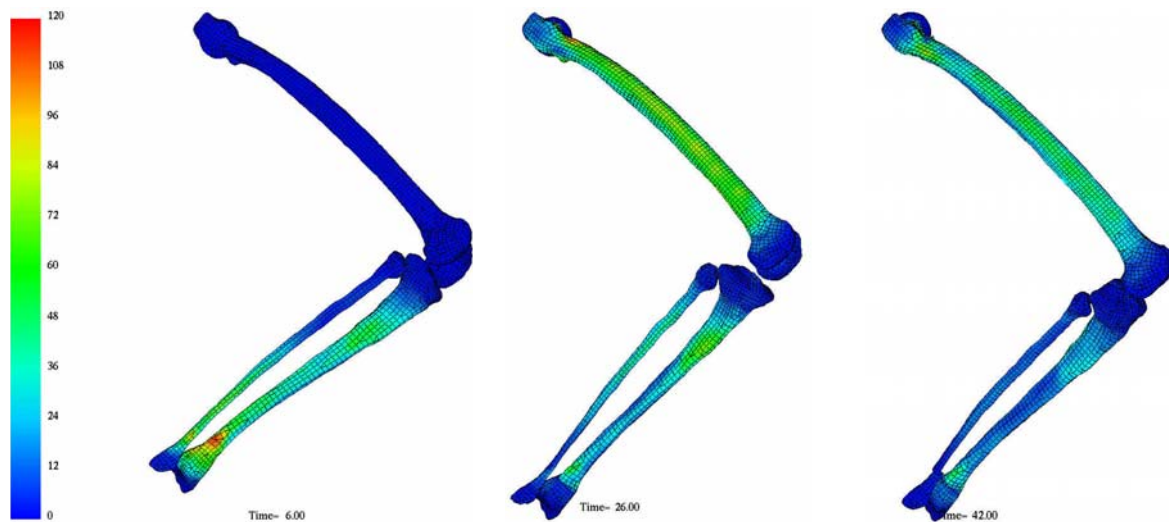


Figure 28 : Répartition des contraintes VM sur les structures osseuses les plus sollicitées en vue antérieure (en haut) et en vue latérale (en bas)

Les valeurs maximales des contraintes sont rapportées dans le tableau 29, avec les seuils correspondants. Le premier impact sollicite fortement les métaphyses distales du tibia et de la fibula et les malléoles. Dès l'impact direct, les valeurs de contraintes VM sont élevées mais en deçà du seuil à rupture. Les deux os sont alors soumis à la flexion. De ce fait, le côté latéral est alors sollicité en traction (50 MPa) et le côté médial en compression (76 MPa). Lorsque le pied entre en contact avec la bicyclette, les contraintes relevées sur la malléole augmentent à nouveau et dépassent le seuil à rupture. Une fracture bi-malléolaire se produit. Le tibia et la fibula subissent les plus fortes contraintes (cf. tableau 29 ci-après) durant les 20 premières millisecondes. Lors des essais en cisaillement réalisés par Kajzer et al., ces auteurs ont montré, comme nous l'avons déjà signalé, que la fracture de l'éminence intercondylienne tibiale était une blessure typique associée au mécanisme de cisaillement du genou (Kajzer 1990). Dans la simulation, des contraintes élevées ont été relevées sur cette éminence. Elles sont créées par le contact de cette dernière avec le condyle fémoral médial. Certains éléments de cette zone dépassent le seuil lésionnel. Comme le phénomène est très localisé, l'éminence intercondylienne subit probablement des dommages locaux (plutôt qu'une fracture).

Quant au fémur, seules des contraintes faibles sont présentes durant les douze premières millisecondes. Ensuite, la flexion subie par l'os (qui est entraîné par le haut du corps dans le mouvement d'enroulement sur l'avant de la voiture) crée des contraintes importantes sur les parties médiale et latérale (jusqu'à 116 MPa à 23 ms). Des contraintes élevées sont également observées sur le col fémoral. Elles atteignent 122 MPa à 27 ms, ce qui en fait la zone fémorale qui présente les plus hauts niveaux de contraintes. Elles sont également produites par la flexion subie par l'os. Néanmoins, la modélisation de la hanche impose de définir en corps rigide l'extrémité proximale du fémur (de manière à établir une liaison cinématique entre la tête du fémur et l'os coxal), ce qui peut influencer la répartition des contraintes à proximité. Les propriétés dissipatrices des muscles passifs ont également une influence sur la répartition des contraintes pour les structures osseuses. Une étude paramétrique sur ces propriétés serait nécessaire (mais non conduite à ce stade de ce travail) pour en déterminer l'influence.

Durant tout le mouvement de rotation du haut du corps, les contraintes sur le fémur restent importantes à proximité de la hanche (jusqu'à 80 MPa). Néanmoins, comparées au seuil lésionnel (125 MPa), elles ne sont pas assez importantes pour provoquer une fracture du fémur.

	tibia				fibula				fémur	
	<i>malléole médiale</i>	<i>métaphyse distale</i>	<i>métaphyse proximale</i>	<i>éminence inter-condylienne</i>	<i>malléole latérale</i>	<i>métaphyse distale</i>	<i>métaphyse proximale</i>	<i>col/tête</i>	<i>métaphyse proximale</i>	<i>col</i>
contraintes VM (MPa)	>seuil	111	93	>seuil (quelques éléments)	>seuil	96	72	48	116	122
seuil lésionnel (MPa)	110	130	130	110	100	100	100	125	125	125

Tableau 29 : Contraintes maximales VM sur les parties osseuses les plus sollicitées et seuils correspondants

2.5. Déformation des ligaments du genou

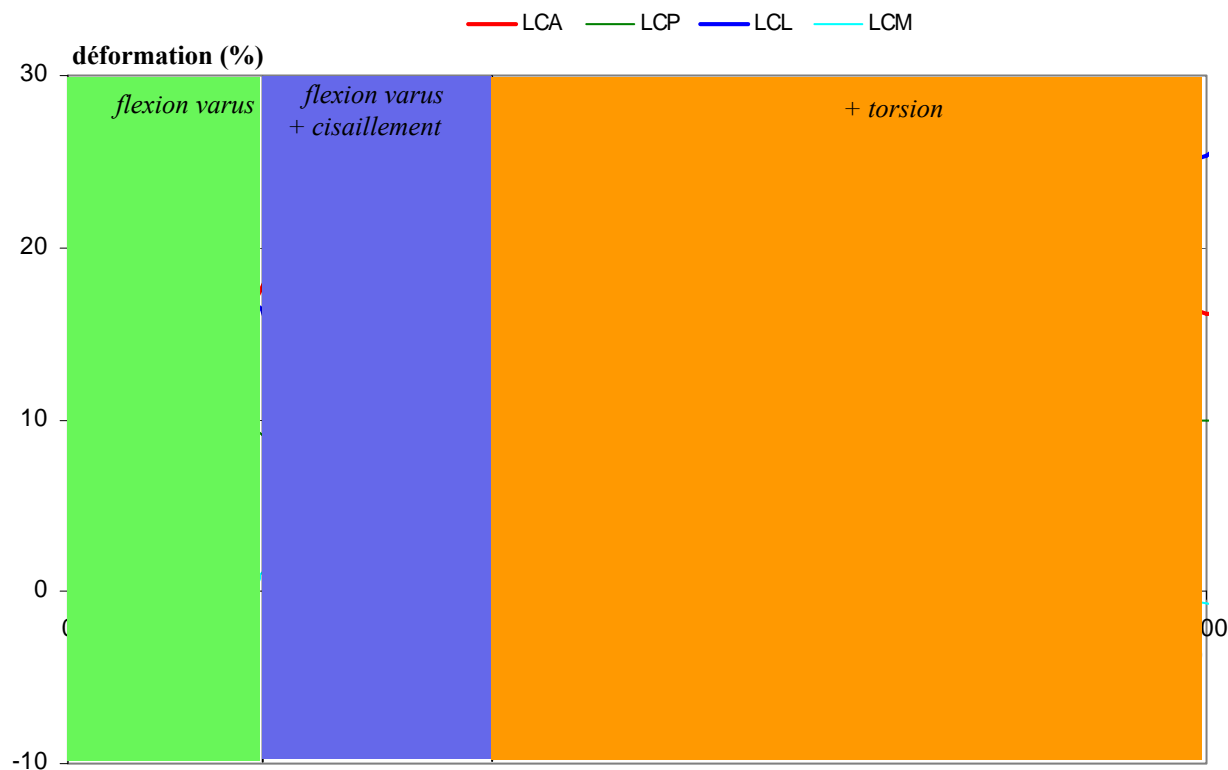
En plus des fractures, une lésion commune au membre pelvien est l'endommagement des ligaments. Du fait de leur géométrie et de leurs propriétés, une étude antérieure (Arnoux 2001) préconisait d'examiner la rupture ligamentaire par un critère en déformation. D'autres études ont utilisé un critère en déformation pour examiner les lésions ligamentaires (Yang 1996, Schuster 2000, Koch 2002). Dans notre modèle, la déformation est mesurée grâce à l'utilisation d'éléments ressorts (de très faible rigidité pour ne pas influencer les résultats) placés en série le long de l'axe principal des ligaments du genou. L'élongation des ressorts est ainsi évaluée pour chacun des principaux ligaments, leur évolution temporelle est montrée sur le graphe 6.

Comme attendu lorsque le genou est sollicité en flexion varus et en cisaillement, les ligaments les plus sollicités sont le LCL et le LCA (Kajzer 1997, Terensiński 2001b, Kerrigan 2003). Les élongations des ligaments s'amorcent avec la flexion varus. Celle-ci affecte principalement le LCL et, dans une moindre mesure, les ligaments croisés. Lorsque le cisaillement devient significatif, le LCA est fortement sollicité ainsi que le LCP. Avec les effets combinés de la flexion et du cisaillement, les déformations des ligaments atteignent les valeurs maximales. Dans la littérature, les seuils en déformations pour les ligaments proposés sont relativement variés (Kennedy 1974, Prietto 1988, Yang 1993, Arnoux 2000). Basée sur des données expérimentales, une étude antérieure a évalué cette limite lésionnelle à 22 % pour les ligaments croisés et 28 % pour les ligaments collatéraux dans le cas d'une configuration de choc piéton (genou en extension). Dans un premier temps, nous allons utiliser ces critères en déformation dans notre simulation. Nous verrons cependant dans quelle mesure ces critères sont adaptés dans le cas où la jambe impactée est fléchie. Eu égard aux valeurs de ces seuils lésionnels, nous trouvons donc que le LCL comme le LCA sont endommagés. La première lésion ligamentaire se produit à 19 ms pour le LCA.

La flexion latérale et le cisaillement sont les deux principaux mécanismes de blessure se produisant sur le genou lors d'un impact latéral. Grâce à des points spécifiques du tibia et du fémur (cf. *Annexe 6*), l'angle de flexion latérale et le déplacement en cisaillement ont été mesurés. Les évolutions temporelles de ces deux paramètres sont montrées sur le graphe 7. Notons que la rupture des ligaments n'est pas directement modélisée. Les informations relevées après le temps d'apparition de la première blessure ligamentaire sont à considérer avec circonspection. Elles sont surtout utiles lors de la comparaison des différentes situations d'impact, simulées suivant les mêmes choix de modélisation.

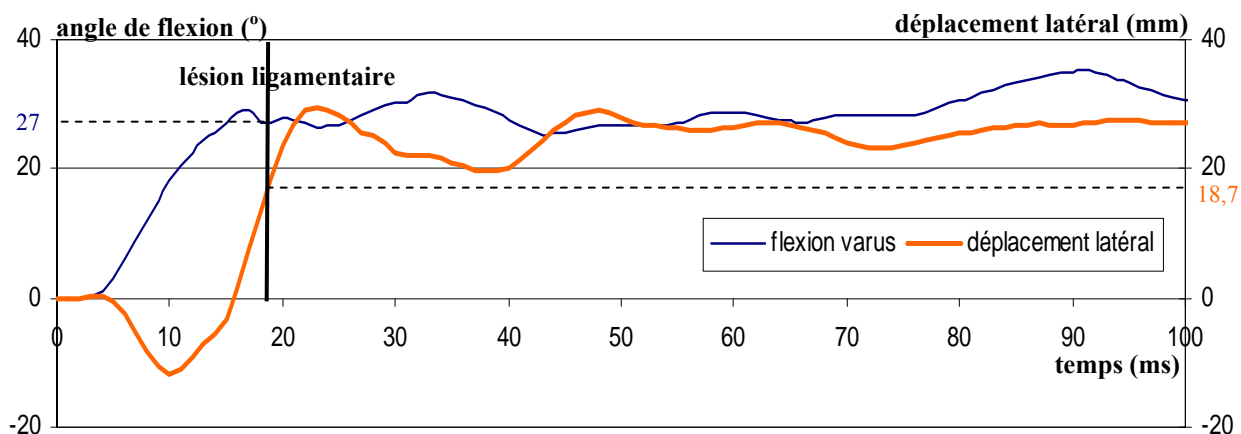
Durant les premières millisecondes, la flexion est dominante et l'angle augmente rapidement. Le cisaillement reste faible, le déplacement latéral reste en deçà de 10 mm (7,59 mm à 17 ms). Ensuite, lorsque le cisaillement devient important, conjugué à la flexion, le déplacement et l'angle mesurés atteignent des valeurs élevées. Si l'on se réfère aux déformations des ligaments présentées précédemment, la première lésion (seuil en déformation pour le LCA) se produit à 19 ms. Le déplacement en cisaillement et l'angle de flexion latérale correspondants sont respectivement **19 mm** et **27°**. L'angle de flexion paraît élevé par rapport aux valeurs fournies par les essais dans la littérature :

14,6° (Kajzer 1997) ou 18,9° (Ramet 1995). En revanche, le déplacement latéral est corrélé avec les valeurs des études antérieures : entre 16 et 23 mm (Ramet 1995, Kajzer 1997, Kajzer 1999). Ces seuils ont néanmoins été estimés lors d'impacts latéraux sur le membre pelvien avec le genou en extension. Suivant l'angle de flexion du genou, les structures de l'articulation et, plus particulièrement, les ligaments, ne présentent pas les mêmes niveaux de tension ni la même disposition anatomique (comme discuté dans le paragraphe 2.6.). Il est malheureusement difficile de comparer ces seuils lésionnels avec des expérimentations. En effet, aucune étude dans la littérature ne rapporte des critères de blessure expérimentaux pour l'impact latéral du membre pelvien avec le genou fléchi.



Graph 6 : Évolution temporelle des déformations des principaux ligaments du genou (croisés et collatéraux)

Comme la rupture des ligaments n'est évaluée qu'indirectement sans être modélisée, les estimations de la flexion latérale et du cisaillement (de même que pour les niveaux de déformation ligamentaire, comme précisé précédemment) sont donc moins précises après l'apparition supposée des premiers dommages ligamentaires.



Graph 7 : Angle de flexion latérale et déplacement en cisaillement pour le genou (tibia relativement au fémur) et valeurs correspondantes à la première lésion ligamentaire

2.6. Bilan de l'impact cycliste

Dans la simulation, le cycliste est heurté au-dessous de son centre de gravité. La cinématique résultante montre les étapes caractéristiques pour ce type de configuration : impact de la jambe par le pare-choc, impact du bord d'attaque du capot sur le haut de la jambe, mouvement de rotation du haut du corps qui s'enroule sur le capot. Durant l'expérimentation, les mêmes étapes ont été observées. Le couplage entre le modèle LLMS et le mannequin Hybrid III semble bien adapté à l'étude de la réponse du membre pelvien dans notre configuration d'impact.

En comparant les accélérations et la cinématique du membre pelvien avec les résultats expérimentaux, la réponse du modèle Éléments Finis apparaît tout à fait conforme. Les résultats numériques sont assez proches de ceux de l'expérimentation pour que nous considèrerions que le modèle est validé dans la présente configuration d'impact. D'autres paramètres, non enregistrés dans l'expérimentation, ont été analysés pour étudier les mécanismes de blessure du membre pelvien.

La répartition des contraintes de Von Mises permet d'observer les zones osseuses les plus sollicitées. Une fracture des malléoles se produit sur le membre pelvien impacté. Cette fracture est en adéquation avec la cinématique de la cheville, sollicitée en pronation (Terensiński 2002). Au cours de l'expérimentation, une fracture malléolaire a été observée sur le membre pelvien impacté. Dans la simulation, des dommages ont aussi été constatés sur l'éminence intercondylienne tibiale. Les contraintes relevées sur l'éminence sont élevées mais seuls quelques éléments ont dépassé le seuil lésionnel. Le maillage de cette partie osseuse n'est pas assez précis pour conclure précisément sur la nature des lésions, plutôt assimilées à des dommages localisés. Ce sont en tout cas des lésions typiquement provoquées par le contact entre l'éminence tibiale et le condyle fémoral médial lorsque le genou est sollicité en cisaillement (Kajzer 1990). Comme nous le voyons, les mécanismes de blessure associés aux cinématiques articulaires sont en parfaite adéquation avec les lésions osseuses obtenues.

Les impacts de l'avant du véhicule provoquent sur le genou de la flexion (varus) et du cisaillement. Les ligaments de l'articulation les plus sollicités sont donc logiquement le LCA et le LCL. Leur rupture est estimée par comparaison de leur déformation maximale avec les critères lésionnels. Ces seuils en déformation ont été précédemment utilisés pour une configuration d'impact piéton (genou en extension). Les ligaments du genou ne présentent pas les mêmes niveaux de tension suivant que le genou est en extension ou en flexion (Kapandji 1970, Subit 2004). Le modèle Éléments Finis ne prend pas en compte ces tensions initiales et il peut être nécessaire d'ajuster les seuils lésionnels suivant la flexion du genou. Cependant, le LCA a toujours des faisceaux fibreux en tension (genou en extension comme en flexion à 90°). Le seuil lésionnel en déformation (22 %) est donc supposé adapté à notre configuration. Par rapport à ce seuil, la rupture du LCA se produit à 19 ms. Le LCL est en revanche beaucoup plus dépendant de l'angle de flexion. Relâché lorsque le genou est en flexion, le LCL pourrait avoir un seuil lésionnel supérieur à 28 %. Il ne serait alors pas rompu dans notre configuration d'impact.

En impact latéral, les deux principaux mécanismes de blessure opérant sur le membre pelvien, et particulièrement sur le genou, sont la flexion latérale et le cisaillement. Ils ont été mesurés grâce à des points particuliers sur le tibia et le fémur. La rupture du LCA se produit à 19 ms. Les valeurs correspondantes de l'angle de flexion latérale et du déplacement en cisaillement sont respectivement 27° et 19 mm. Même s'il est difficile de vérifier la cohérence de ces seuils lésionnels (absence d'expérimentation en impact latéral avec le genou fléchi dans la littérature), ils nous serviront de référence (seuils lésionnels) pour l'impact latéral du membre pelvien avec le genou fléchi.

3. Étude paramétrique

3.1. Influence de la vitesse du cycliste

L'étude de l'impact cycliste présenté précédemment s'appuyait sur une expérimentation réalisée au LBA. La configuration d'impact simulée étant basée sur un protocole expérimental, le cycliste était de fait immobile. Néanmoins, si l'on se ramène à l'impact réel, le cycliste, contrairement au piéton, possède une vitesse qui peut sembler non négligeable. Avant de faire varier les configurations propres à l'impact cycliste (géométrie et vitesse du véhicule, position du membre pelvien), comme cela sera présenté par la suite, nous avons choisi de tester plusieurs vitesses de cycliste pour en mesurer l'influence sur la réponse du membre pelvien. Avec un modèle multicorps, Huijbers et Janssen ont montré qu'associer une vitesse (20 km/h) au cycliste n'a que peu d'influence sur les résultats (accélérations maximales des segments corporels) (Huijbers 1988). D'après Maki et al., 60 % des cyclistes impliqués dans un accident ont une vitesse inférieure à 5 km/h et 90 % une vitesse inférieure à 10 km/h (Maki 2003). En nous appuyant sur ces données, nous avons donc choisi pour vitesses du cycliste 5 et 10 km/h. Comme dans la simulation de Huijbers et Janssen, une vitesse de 20 km/h a également été testée. Les différentes simulations ont été conduites sur 200 ms lors de l'étude de la cinématique. Sur cette durée, l'énergie d'hourglass n'excède pas 0,30 % de l'énergie totale. L'analyse des paramètres ne concernera ensuite que les premiers instants de l'impact lorsque le membre pelvien est directement heurté par l'avant de la voiture.

3.1.2. Influence sur la cinématique

Comme la voiture vient heurter le cycliste latéralement, la vitesse de ce dernier est orthogonale à celle du véhicule (conservée à 32 km/h). D'un point de vue global, l'impact de l'épaule et de la tête contre le pare-brise a tendance à se décaler dans la direction de la vitesse du cycliste. La position du cycliste, lorsqu'il heurte le pare-brise de la voiture (5 et 10 km/h) – ou sa position équivalente lorsqu'il est projeté sur le côté (20 km/h) –, est montrée sur la figure 29.

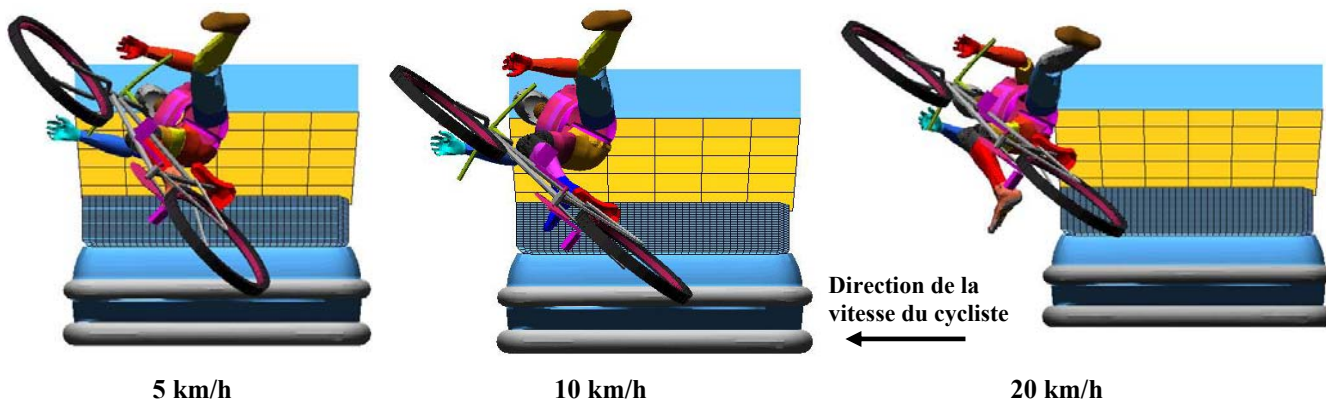


Figure 29 : Position du cycliste relativement à la voiture suivant sa vitesse initiale (position retenue : épaule dans le plan du pare-brise)

Par rapport au lieu d'impact lorsque le cycliste est initialement immobile, le décalage latéral du contact épaule/capot est de 21 cm à 5 km/h, 44,5 cm à 10 km/h et 94 cm à 20 km/h. Remarquons que, pour ce dernier cas, la cinématique globale est fortement modifiée puisque le cycliste est directement éjecté sur le côté droit du véhicule (avec une position initiale alignée sur le centre de la voiture).

Pour chacune des simulations, le pare-choc de la voiture vient heurter la jambe au-dessus de la cheville. Le point d'impact reste donc le même indépendamment de la vitesse du cycliste. Si la vitesse initiale modifie la cinématique globale, elle ne semble pas avoir d'effet significatif sur la cinématique du membre pelvien. Les mêmes mécanismes sont observés au niveau du genou (flexion varus durant les premières millisecondes puis flexion et cisaillement) ainsi que sur la cheville (abduction puis pronation). Les cinématiques articulaires sont montrées sur la figure 30. Nous pouvons également constater qu'une

fracture s'est produite (à 3 ms après l'impact, contre 8 ms sans vitesse initiale du cycliste). Quelle que soit la vitesse initiale (5, 10 ou 20 km/h), cette fracture survient consécutivement à l'impact direct du pare-choc. Si les vitesses initiales de la voiture et du cycliste sont d'abord perpendiculaires, le premier impact fait dévier le cycliste et entraîne une perte de l'orthogonalité des vitesses. L'énergie d'impact est alors plus importante, ce qui peut expliquer l'apparition précoce de la fracture.

Comparées au cas où le cycliste est immobile, les présentes simulations montrent une cinématique du membre pelvien similaire. Seule l'apparition plus précoce de la fracture les distingue.

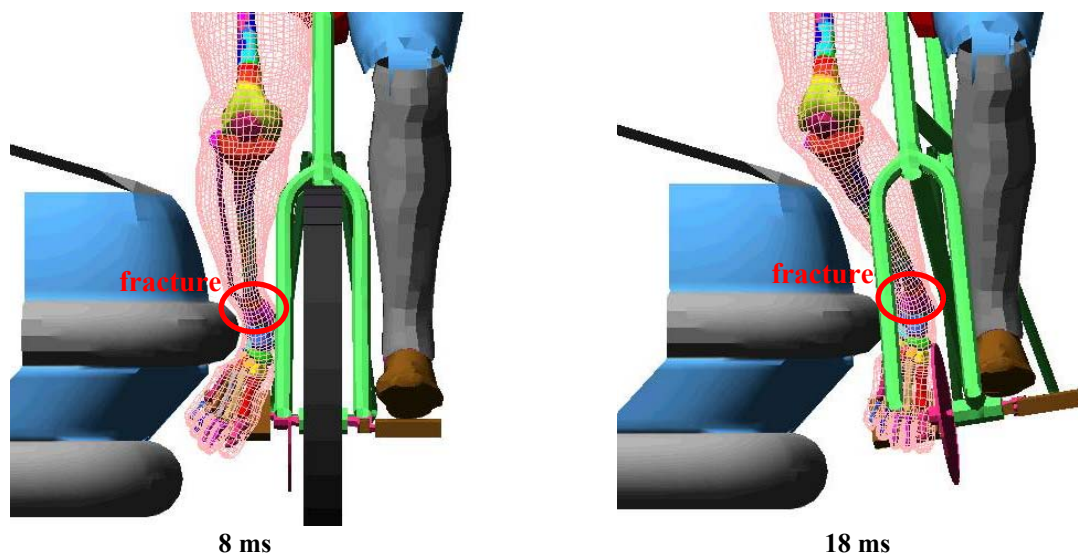


Figure 30 : Sollicitation de la cheville (abduction à gauche, pronation à droite) et du genou (flexion varus et cisaillement) pour une vitesse initiale du cycliste de 20 km/h

3.1.2. Analyse des accélérations et des contraintes

Les valeurs maximales d'accélération pour le tibia et le fémur ont été comparées sur les intervalles de temps où se produisent les impacts primaires. Elles sont données dans le tableau 30. Concernant le fémur, elles sont, pour chaque simulation, du même ordre de grandeur et surviennent après que le bord d'attaque du capot a heurté le haut de la jambe. Seule une vitesse initiale de 20 km/h conduit à des maxima plus élevés sur le fémur. Pour le tibia en revanche, l'accélération ne présente pas tout à fait les mêmes extrema. Lorsqu'une vitesse initiale est appliquée au cycliste, le pic d'accélération se produit juste après l'impact direct du pare-choc sur la jambe. Comme nous l'avons déjà évoqué et le précisons lors de l'étude des contraintes, les fractures du tibia et de la fibula se produisent dès ce premier impact. Lorsque le cycliste a une vitesse initiale, la fracture se produit très tôt et les niveaux d'accélération ont tendance à être plus faibles ensuite. À 5 et 10 km/h, les accélérations maximales du tibia sont plus faibles. À 20 km/h, comme dans la simulation de référence (aucune vitesse initiale), elles sont plus importantes. Aucune tendance ne se détache clairement sur ces résultats d'accélération. Seul, un critère d'accélération n'est donc pas un facteur suffisant pour déterminer la réponse du modèle.

vitesse initiale du cycliste		0 km/h	5 km/h	10 km/h	20 km/h
fémur	accélération max. (g)	94	97	101	119
	temps (ms)	21	19	29	29
tibia	accélération max. (g)	201	166	140	218
	temps (ms)	21	5	12	5

Tableau 30 : Accélérations maximales du fémur et du tibia pour chacune des vitesses initiales du cycliste

Lorsque le **cycliste est immobile**, les contraintes dépassaient le seuil lésionnel lors des effets combinés de l'impact du pare-choc sur la jambe et du blocage de celle-ci contre la bicyclette. Lors de l'impact direct, les contraintes (autour de 100 MPa sur la partie latérale du tibia et de la fibula) furent élevées, proches mais en deçà du critère lésionnel.

Lorsqu'une **vitesse est appliquée au cycliste**, les contraintes dépassent la valeur seuil et la fracture s'amorce 3 ms après l'impact. La perte de l'orthogonalité des vitesses initiales, nous l'avons dit, induit une énergie d'impact plus importante et explique probablement l'apparition précoce de la fracture. Les niveaux de contrainte relevés sur les os longs du membre pelvien sont ensuite moins élevés.

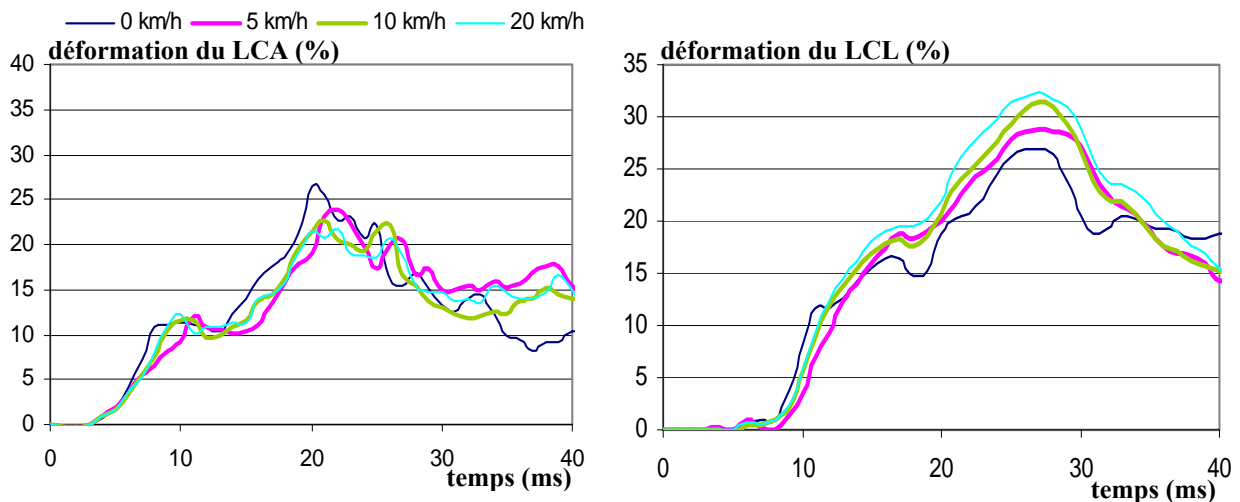
Suivant la vitesse initiale du cycliste, le tibia et la fibula se trouvent donc chargés plus ou moins longtemps avant de subir une fracture. Quelle que soit cette vitesse, des dommages locaux apparaissent sur l'épine intercondylienne tibiale et les contraintes sur le fémur présentent les mêmes niveaux maximaux (cf. tableau 31). Ainsi, la seule différence survient dans l'apparition de la fracture qui se produit plus tôt (de quelques millisecondes) lorsque le cycliste est en mouvement. Durant la suite de la simulation, aucune différence significative n'est observée.

vitesse initiale du cycliste		0 km/h	5 km/h	10 km/h	20 km/h
<i>contraintes maximales sur le tibia (MPa)</i>	malléole	>seuil	>seuil	>seuil	>seuil
	métaphyse proximale	93	92	102	113
	métaphyse distale	111	95	90	95
<i>contraintes maximales sur le fémur (MPa)</i>	métaphyse distale.	116	116	118	113
	col et tête	122	117	117	117

Tableau 31 : Contraintes maximales sur les zones les plus sollicitées du fémur et du tibia selon la vitesse du cycliste

3.1.3. Élongation des ligaments

Les principaux ligaments du genou sollicités suivant notre configuration d'impact sont le LCA et le LCL. Les évolutions temporelles de ces ligaments, pour chaque vitesse du cycliste, sont montrées sur le graphe 8. Nous pouvons remarquer que les comportements ligamentaires en déformation sont relativement similaires. Les pics présentent des valeurs du même ordre de grandeur et à des instants identiques. Nous remarquons néanmoins qu'augmenter la vitesse du cycliste a tendance à diminuer la déformation maximale du LCA (de 27 % sans vitesse à 22 % avec une vitesse de 20 km/h) et à augmenter celle du LCL (de 27 % sans vitesse à 32 % à 20 km/h). En dépit de cela, quelle que soit la vitesse considérée, le seuil en déformation du LCA est atteint et cette blessure ligamentaire se produit.



Graphe 8 : Élongation du LCA et du LCL suivant la vitesse du cycliste

3.1.4. Bilan

L'initialisation d'une vitesse pour le cycliste implique quelques modifications dans la simulation de l'impact. D'un point de vue global, la plus manifeste est le changement observé dans la cinématique. Le point d'impact de l'épaule sur le pare-brise se décale d'autant plus dans le sens de la vitesse du cycliste que celle-ci est grande. A tel point qu'à 20 km/h, lorsque le cycliste est placé face au centre de la voiture, celui-ci termine sa course sur le côté gauche du véhicule.

Concernant notre sujet d'étude, le membre pelvien, la seule différence significative est trouvée pour le temps d'apparition de la fracture bimalléolaire. Dans la position pré-impact, la vitesse du cycliste et celle du véhicule sont perpendiculaires. Du fait de l'impact du pare-choc, le membre pelvien du cycliste est dévié dans la direction d'impact et les vitesses ne sont plus orthogonales. Une composante de la vitesse du cycliste s'ajoute à celle de la voiture, ce qui entraîne une augmentation de l'énergie d'impact résultante. Cette dernière est suffisante pour provoquer une fracture (avant le contact de la jambe contre la bicyclette). Durant les millisecondes qui suivent (et jusqu'à l'instant où la fracture apparaît dans la simulation sans vitesse initiale), la répartition des contraintes est modifiée. Les pics d'accélération du tibia se produisent plus tôt. Avec une vitesse du cycliste de 5 et 10 km/h, le tibia subit des niveaux maximaux d'accélération plus faibles qu'à 0 et 20 km/h. Ils peuvent être liés, en partie, à l'apparition précoce de la fracture. Ils montrent aussi qu'en l'absence d'une tendance claire entre la vitesse initiale et les niveaux d'accélération, ces derniers ne sont pas suffisants, seuls, pour analyser la réponse du modèle.

Les déformations des ligaments du genou montrent des comportements assez similaires pour les différentes vitesses de cycliste. La modification d'une condition initiale, ici la vitesse du cycliste, entraîne inévitablement des changements dans la simulation. Dans le cas de cette vitesse et pour le membre pelvien, l'introduction d'une vitesse initiale n'induit pas d'écarts réellement significatifs dans les résultats. Lors de l'étude paramétrique de l'impact cycliste qui va être présentée, nous conserverons une vitesse initiale nulle pour le cycliste, comme dans la simulation de référence calquée sur l'expérimentation.

3.2. Influence de la position du cycliste

Dans notre simulation de référence basée sur le protocole expérimental, le genou du membre pelvien impacté avait un angle de flexion de 90° . Dans le cas d'un impact frontal, nous savons que l'angle de flexion influence la réponse du genou (Masson 2002). Lorsque cet angle diminue – il vaut 180° quand la jambe est en extension – le chargement à fracture augmente (Atkinson 1998). Dans la littérature, aucune étude concernant l'influence de l'angle de flexion sur la réponse du genou n'a été réalisée en impact latéral. En supposant que le "mécanisme de protection" observé en impact frontal ait également une influence en choc latéral, un nouvel angle de flexion du genou a donc été conféré au membre pelvien du cycliste. La nouvelle position, ainsi que l'ancienne, sont montrées sur la figure 31. Dans les essais expérimentaux, les sujets avaient un angle de flexion de 90° pour le genou du côté de l'impact. Cette configuration sera désignée comme "*configuration de référence*". Dans la nouvelle configuration, nous avons choisi de tester un angle de 120° , la jambe étant alors plus étendue. Pour obtenir cette flexion, nous avons utilisé les résultats du calcul préliminaire – qui nous permettait de nous assurer du déroulement physiologique – réalisé pour obtenir la flexion initiale (cf. *Chapitre IV* paragraphe 2.1.). Lors de celle-ci, les étapes intermédiaires avaient été conservées dans le but de réaliser une simulation avec un angle de flexion du genou différent. Le pédalier a été adapté à la nouvelle position de la jambe. Le membre pelvien gauche (côté opposé à l'impact, à l'arrière-plan sur la figure 31) a subi une rotation afin de conserver le contact avec la pédale.

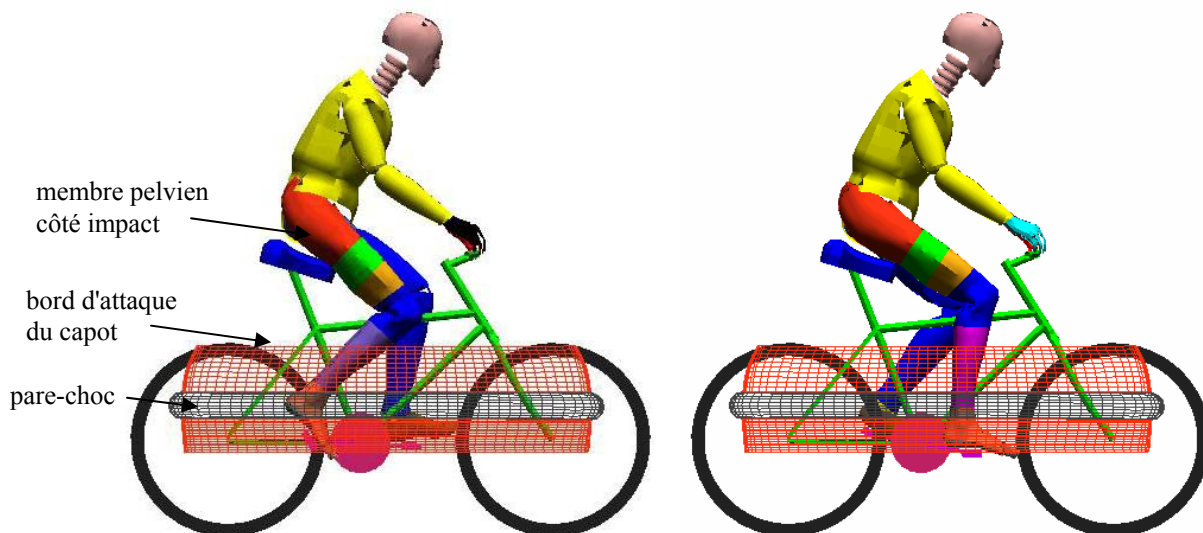


Figure 31 : Modification de la flexion du genou pour la position initiale du cycliste, de 90° dans la configuration de référence (à gauche) à 120° dans la nouvelle configuration (à droite)

La modification de l'angle de flexion implique des changements dans le déroulement de l'impact. L'impact direct du pare-choc ne se produit plus sur la malléole latérale mais sur la métaphyse distale de la fibula (observable sur la figure 31, l'avant de la voiture étant représenté par son maillage). L'angle du genou plus ouvert permet à l'articulation d'avoir une position plus haute. De ce fait, le bord d'attaque du capot viendra en contact avec la jambe sur une zone plus basse que lors de la configuration de référence (pour laquelle il venait heurter la jambe juste en dessous du genou). En tenant compte de ces observations, nous allons voir, au travers des paramètres que nous avons déjà eu l'occasion de présenter, les différences induites par le changement de position. La simulation, avec le nouvel angle de flexion, a été conduite sur 50 ms – seuls les impacts directs sur le membre pelvien sont ici considérés –. Sur cet intervalle de temps, l'énergie d'hourglass n'excède pas 0,12 % de l'énergie totale.

3.2.1. Cinématique du membre pelvien

En changeant la position initiale du membre pelvien (et donc les lieux d'impact), la cinématique va nécessairement s'en trouver modifiée. Cette cinématique, particulièrement pour le membre pelvien, a donc été analysée. Les différences avec la configuration de référence seront ainsi mises en évidence. Cela nous permettra également de mieux interpréter les évolutions des paramètres enregistrés, comme nous le verrons par la suite. Les premiers impacts sur le membre pelvien sont montrés sur la figure 32.

Le premier impact est causé par le pare-choc. Il entre en contact avec la fibula, puis avec le tibia, au niveau des métaphyses distales. Du fait de sa localisation, la force d'impact est suffisante pour créer une fracture de la fibula (3 ms) puis du tibia (5 ms). Le pied est ensuite dévié et la jambe est soumise à une flexion varus. Le bord d'attaque du capot vient heurter le haut de la jambe (9 ms). Cet impact se produit avant que la jambe n'entre en contact avec la bicyclette (11 ms). Ces deux phénomènes se produisaient dans l'ordre inverse (contact avec la bicyclette puis impact du bord du capot) dans la configuration de référence. Consécutivement à l'impact du capot, le genou est sollicité en cisaillement à partir de 20 ms. Cet impact provoque également un nouvel impact de la jambe contre la bicyclette (21 ms). Typiquement pour cette configuration d'impact, le haut du corps subit un mouvement de rotation en direction de la voiture. Du fait de la position plus haute du genou (par rapport à la position de référence), le genou ne vient pas en contact avec le capot comme observé précédemment mais est entraîné par le mouvement du haut du corps.

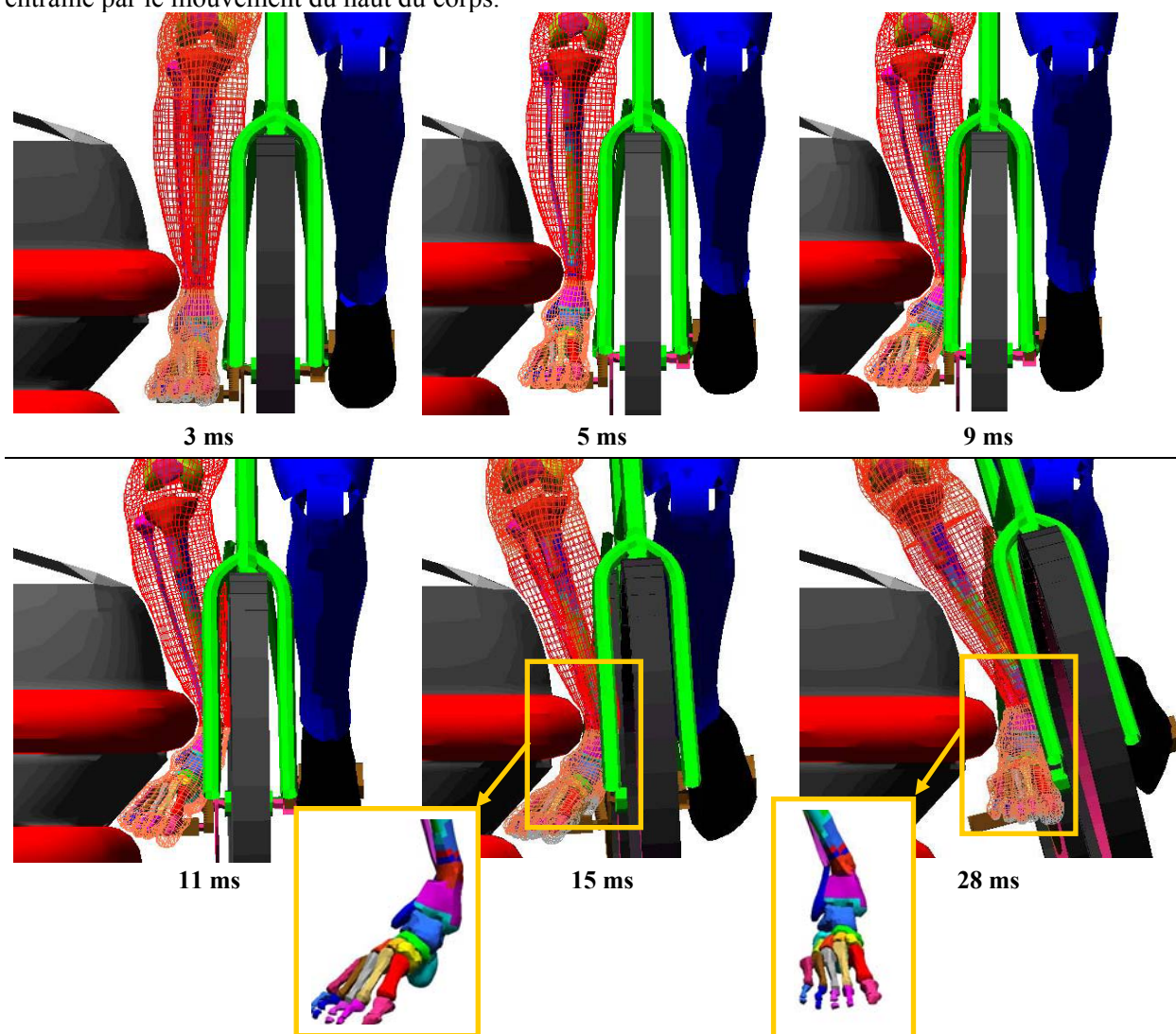


Figure 32 : Cinématique centrée sur le membre pelvien (fractures mises en évidence) lors des premiers impacts avec un angle de flexion de 120° du genou

3.2.2. Mesure des accélérations

Les valeurs maximales d'accélération correspondant aux différents impacts sont présentées dans le tableau 32 pour les deux angles de flexion du genou. Dans la mesure où ces impacts ne se produisent pas toujours aux mêmes endroits ni aux mêmes instants, il est difficile de comparer la réponse du membre pelvien pour une configuration par rapport à l'autre. Les valeurs données ci-dessous permettent plutôt d'évaluer les niveaux d'accélération, et donc de sollicitation, générés par les différents impacts.

Avec ce nouvel angle de flexion, les pics d'accélération relevés sur le tibia sont plus faibles : La valeur maximale atteint 122 g lors de l'impact du bord d'attaque du capot, elle valait 156 g dans la configuration de référence. Néanmoins, cet écart peut s'expliquer par la position de l'accéléromètre, plus proche du lieu d'impact (position plus basse du tibia) dans la configuration dite de référence. L'accélération ne dépasse plus ensuite les 80 g.

Le fémur présente un maximum absolu (109 g) un peu plus important que dans la simulation de référence (94g). Du fait de la position plus basse de l'impact, la jambe n'est pas prise en étau entre l'avant de la voiture et la bicyclette. Le mouvement de rotation du haut du corps n'est pas entravé par le blocage du membre pelvien – dans la configuration de référence, le genou était en contact avec la partie basse du capot, dans la présente configuration, il ne le touche pas – offrant ainsi des niveaux d'accélération plus uniformes au fémur.

			configuration initiale	nouvel angle de flexion
impact pare-choc	tibia	<i>accélération (g)</i>	-48	-37
		<i>temps (ms)</i>	5	5
	fémur	<i>accélération (g)</i>	–	–
		<i>temps (ms)</i>	–	–
impact bicyclette 1	tibia	<i>accélération (g)</i>	84	73
		<i>temps (ms)</i>	8	13
	fémur	<i>accélération (g)</i>	-43	-109
		<i>temps (ms)</i>	9	15
impact bord d'attaque du capot	tibia	<i>accélération (g)</i>	156	122
		<i>temps (ms)</i>	11	9
	fémur	<i>accélération (g)</i>	-47	-47
		<i>temps (ms)</i>	13	11
impact bicyclette 2	tibia	<i>accélération (g)</i>	201	64
		<i>temps (ms)</i>	21	21
	fémur	<i>accélération (g)</i>	94	40
		<i>temps (ms)</i>	21	23
impact partie inférieure du capot	tibia	<i>accélération (g)</i>	78	78
		<i>temps (ms)</i>	28	29
	fémur	<i>accélération (g)</i>	55	–
		<i>temps (ms)</i>	29	–

Tableau 32 : Valeurs des accélérations du tibia et du fémur lors des impacts subis par le membre pelvien avec un angle de flexion du genou de 90° (configuration de référence) et de 120° (nouvel angle de flexion)

3.2.3. Sollicitations des ligaments

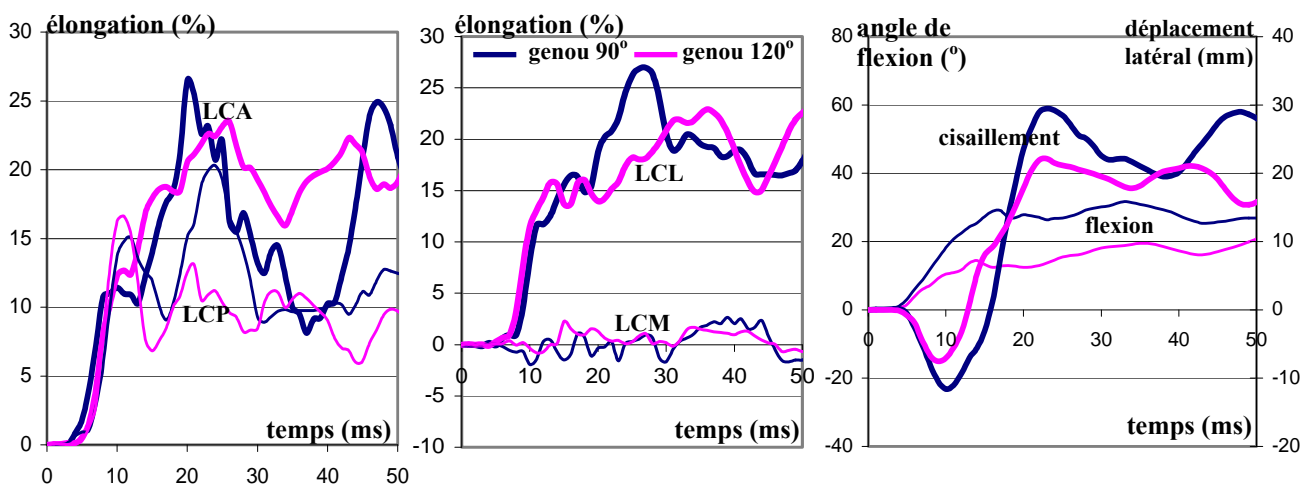
Les courbes des déformations des ligaments du genou sont présentées sur le graphe 9, accompagnées de l'angle de flexion latérale et du déplacement en cisaillement subis par le genou. Comme nous l'avons déjà signalé, les ligaments les plus sollicités dans cette configuration d'impact sont le LCA et le

LCL. La flexion (varus) est provoquée principalement par l'impact du pare-choc sur la partie distale de la jambe. Le cisaillement est engendré par l'impact du capot au-dessous du genou.

Avec le genou plus en extension, l'impact du pare-choc se produit plus haut sur la jambe. Cette nouvelle localisation diminue les effets de flexion latérale au profit du cisaillement. Nous pouvons l'observer sur les courbes du graphe 9, la flexion latérale est plus faible avec le genou à 120°. Au contraire, durant les quinze premières millisecondes, le cisaillement est plus important. Ensuite, le cisaillement était principalement créé par le contact du bord d'attaque du capot au-dessous du genou, dans la configuration de référence. Dans notre nouvelle configuration, cet impact se produit plus bas sur la jambe conduisant à des niveaux de cisaillement plus faibles. Là encore, le genou à 120° en flexion est plus favorable (par rapport à la configuration de référence).

En résumé, avec la flexion de 120°, les localisations des impacts – pare-choc puis bord d'attaque du capot – favorisent le mécanisme de blessure qui n'est pas dominant (cisaillement lorsque la flexion est majoritaire et inversement). Ainsi, dans cette nouvelle configuration, les mécanismes de blessure dominants s'en trouvent diminués.

Lorsque nous regardons les déformations des ligaments, nous trouvons des valeurs inférieures à celles relevées dans la configuration de référence. Du fait de la diminution des mécanismes de blessure (flexion et cisaillement) constatés ci-dessus, les ligaments du genou sont logiquement moins sollicités. Le LCP et le LCM restent à des valeurs d'élongation faible. Quant au LCA, nous avons utilisé dans nos analyses précédentes un critère lésionnel en déformations de 22 %. Comme les déformations maximales du LCA atteignent 23,5 %, nous pouvons donc présumer qu'il est endommagé. En revanche, les déformations du LCL n'excèdent pas 23 %. Il n'est donc raisonnablement pas endommagé.



Graph 9 : Élongation des ligaments croisés (à gauche) et collatéraux (au centre), angle de flexion latérale et déplacement en cisaillement (à droite) lorsque le genou présente une flexion de 120° et 90° du côté de l'impact

Si l'on s'intéresse aux valeurs de flexion et de cisaillement pour lesquelles l'endommagement intervient, le déplacement en cisaillement vaut 22 mm. Nous trouvons donc un déplacement légèrement supérieur à celui obtenu avec une flexion de genou plus importante (19 mm pour l'endommagement du LCA). Quant à l'angle de flexion, il vaut 13° (contre 27° lorsque la flexion du genou était de 90°). Nous avons déjà vu qu'une flexion latérale plus faible entraînait un déplacement en cisaillement "lésionnel" plus important. Néanmoins, comparée aux différents critères lésionnels que nous avons obtenus avec le genou en flexion à 90° (cf. paragraphe 4. du présent chapitre qui résume l'ensemble de ces critères obtenus lors des simulations), la blessure ligamentaire semble se produire à

des niveaux de flexion et de cisaillement moindres. Cela laisserait supposer que le genou est d'autant plus vulnérable qu'il est en extension, comme cela est le cas pour les impacts frontaux (Atkinson 1998).

3.2.3. Bilan

Nous avons modifié l'angle de flexion du genou pour le membre pelvien du côté de l'impact. Plus qu'un changement géométrique, cette modification entraîne une nouvelle localisation des impacts directs. Le pare-choc vient entrer en contact avec les métaphyses distales de la fibula puis du tibia. Le bord d'attaque du pare-choc heurte la partie supérieure de la jambe, à proximité de la métaphyse proximale.

La fibula, heurtée sur la métaphyse distale, semble subir une fracture consécutivement à l'impact direct dès les premières millisecondes. La métaphyse distale du tibia est touchée de la même façon. Ensuite, la jambe est déviée du fait du choc (flexion varus) et le bord d'attaque du pare-choc vient heurter le haut de la jambe, provoquant du cisaillement. Par rapport aux résultats observés dans la configuration de référence (angle de flexion du genou de 90°), les mécanismes de blessure dominants (flexion dans les premières vingt millisecondes, cisaillement ensuite) sont moins importants du fait de lieux d'impact plus favorables. L'étude des déformations ligamentaires nous permet de constater que seul le LCA présente un endommagement (seuil lésionnel en déformation atteint). Les différences observées (apparition de fracture, sollicitations des ligaments) sont liées à la localisation des impacts directs. La présente situation semble donc plus favorable au cycliste du point de vue du bilan lésionnel par rapport à la position de ces impacts. L'utilisation d'un angle de flexion de 90°, basé sur le protocole expérimental, semble être plus juste dans l'optique de notre analyse : Pour étudier les paramètres et les zones les plus vulnérables du cycliste, il est préférable de se focaliser sur les situations les plus défavorables au cycliste.

En revanche, les critères lésionnels en cisaillement et en flexion latérale paraissent plus faibles que ceux obtenus avec une flexion de 90°. Fléchir le genou apparaîtrait donc comme un facteur de protection pour l'articulation. Appliquée à l'accidentologie, cette observation, qui demande à être davantage approfondie, suggérerait qu'il est préférable que le cycliste plie la jambe lors d'un impact contre un véhicule.

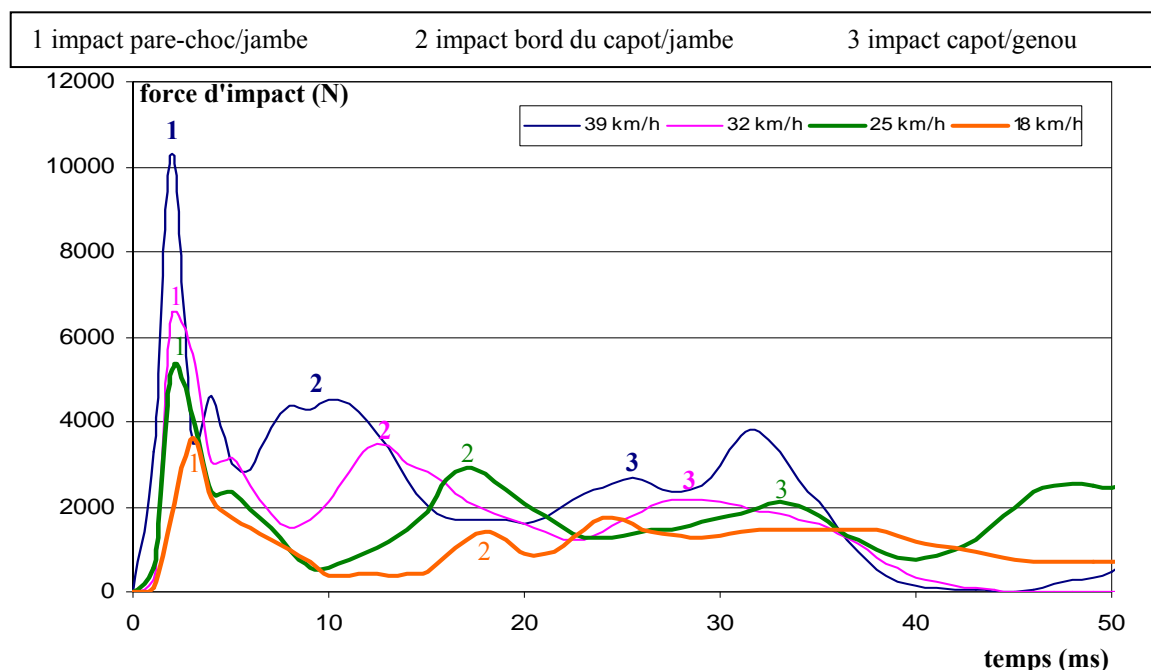
3.3. Influence de la vitesse du véhicule

Lors des accidents piétons, la vitesse du véhicule est l'un des facteurs les plus influents sur le déroulement de l'impact (Ravani 1981, Yang 1993, Yang 1997, Howard 2000, Liu 2002). Lorsque l'usager vulnérable est un cycliste, la vitesse de la voiture reste l'un des paramètres qui influence le plus les résultats, que ce soit la cinématique (Huijbers 1988) ou les blessures (Otte 1989). Nous avons donc choisi de tester différentes vitesses dans notre simulation d'impact (cycliste). En plus de la vitesse initiale de la voiture (32 km/h) basée sur la configuration expérimentale, trois autres vitesses ont été étudiées. Dans le cas de l'impact piéton, lorsque la voiture a une vitesse inférieure à 20 km/h, les victimes ne subissent que des lésions légères. Au-dessus de 45 km/h, les blessures sont souvent mortelles, les lésions au membre pelvien revêtent un caractère secondaire. Une augmentation significative de la sévérité des blessures est observée entre ces deux vitesses, il est donc essentiel d'analyser les mécanismes de blessure dans cet intervalle (Liu 2002). En se basant sur une plage proche pour le cycliste, nous avons choisi de tester comme vitesses 18, 25 et 39 km/h. Tous les autres paramètres de la configuration d'impact (géométrie du véhicule, position du cycliste, lieu de l'impact, etc.) sont conservés.

Au cours de la simulation, la cinématique a toujours montré les étapes typiques précédemment présentées : impact du pare-choc au-dessus de la cheville, flexion varus de la jambe, impact du bord d'attaque du capot sous le genou, cisaillement sur l'articulation et mouvement de rotation du haut du corps. Nous allons utiliser la méthodologie exposée dans les simulations précédentes : niveaux d'accélération du tibia et du fémur, déformation des ligaments et contraintes sur les os longs. L'analyse se concentre sur les premiers instants de l'impact cycliste lorsque le membre pelvien subit les principaux mécanismes de blessure. Durant ces cinquante millisecondes, l'énergie d'hourglass atteint, au plus, 0,27 % de l'énergie totale.

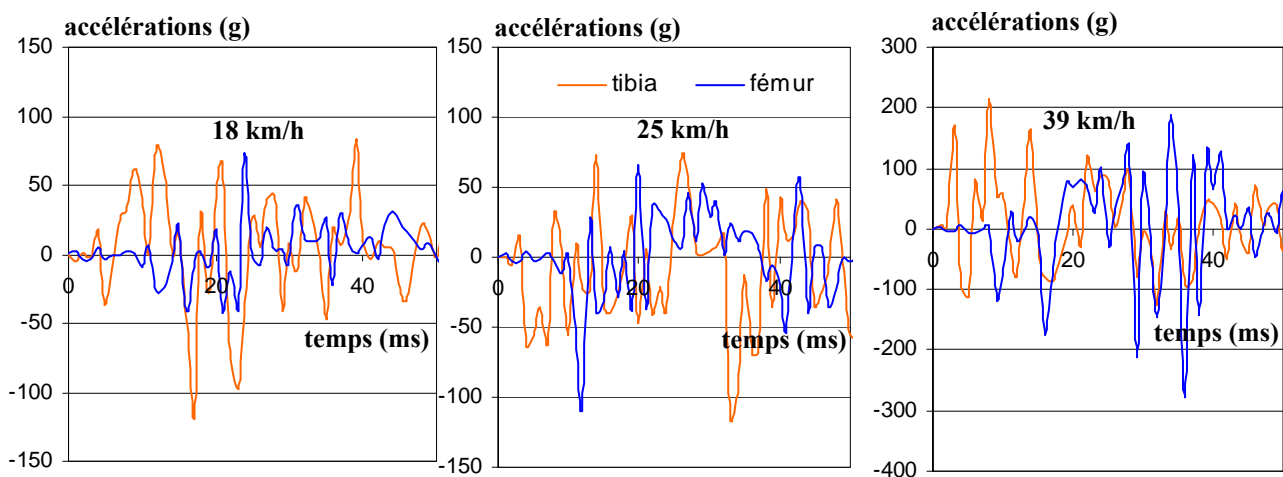
3.3.1. Forces d'impact et accélérations

La force d'impact est directement liée à la vitesse de la voiture. Son évolution temporelle est montrée sur le graphe 10. Le temps initial pris pour impact ($t = 0$) correspond au premier impact. Les pics de force apparaissent d'autant plus tard que la vitesse est faible (cf. graphe 10). Les valeurs maximales, particulièrement celles du premier pic, sont d'autant plus grandes que la vitesse est importante (10,3 kN à 39 km/h contre 3,6 kN à 18 km/h). Ces évolutions semblent donc en parfaite concordance avec les résultats attendus.



Graphe 10 : Évolutions temporelles de la force d'impact de la voiture pour différentes vitesses de voiture

Les accélérations du tibia et du fémur sont présentées sur le graphe 11 pour les trois nouvelles vitesses (celles obtenues à 32 km/h ont déjà été montrées dans le paragraphe 2.2. du présent chapitre). Elles offrent une tendance relative à chacune des vitesses mais permettent surtout de mettre en avant le comportement spécifique relevé à 39 km/h. Pour les plus petites vitesses (18 et 25 km/h), les pics n'excèdent pas 115 g. À 39 km/h, les accélérations montrent des différences significatives par rapport aux autres vitesses. Les niveaux d'accélération du tibia sont très importants dès les premières millisecondes (173 g à 3 ms). Après 15 ms, il présente ensuite des niveaux plus faibles (inférieurs à 120 g). Le fémur, au contraire, montre des valeurs assez faibles d'accélération (inférieures à 75 g) dans les premiers instants qui suivent l'impact (15 premières ms). Les pics d'accélération du fémur sont ensuite largement supérieurs à ceux relevés pour les autres vitesses de véhicule. L'origine de ces écarts peut se trouver dans la différence des cinématiques, en particulier celle de la bicyclette, pour les hautes vitesses d'impact.



Graph 11 : Évolution temporelle des accélérations du tibia et du fémur pour différentes vitesses de voiture

Pour comprendre cette modification des niveaux d'accélération à 39 km/h, la cinématique du membre pelvien a été examinée. Elle est similaire pour chacune des vitesses, à l'exception de 39 km/h. Dans ce dernier cas, la jambe est prise au piège entre l'avant de la voiture et la bicyclette. Cette situation particulière est montrée sur la figure 33. Du fait de la vitesse différente de la voiture (32 et 39 km/h), les images ont été recalées par rapport au déplacement de la voiture plutôt qu'en temps. Les deux images présentent donc la cinématique pour un déplacement équivalent de la voiture.

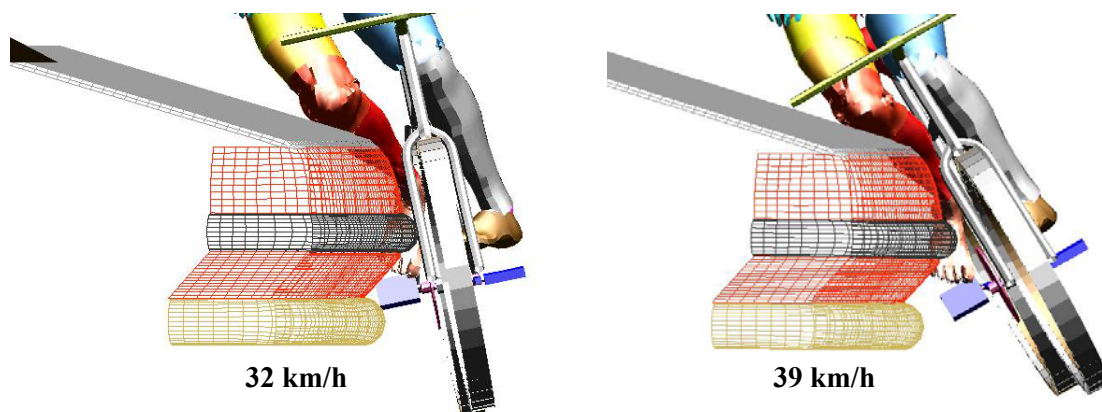


Figure 33 : Position du cycliste et de la bicyclette à 32 et 39 km/h pour un même déplacement de véhicule

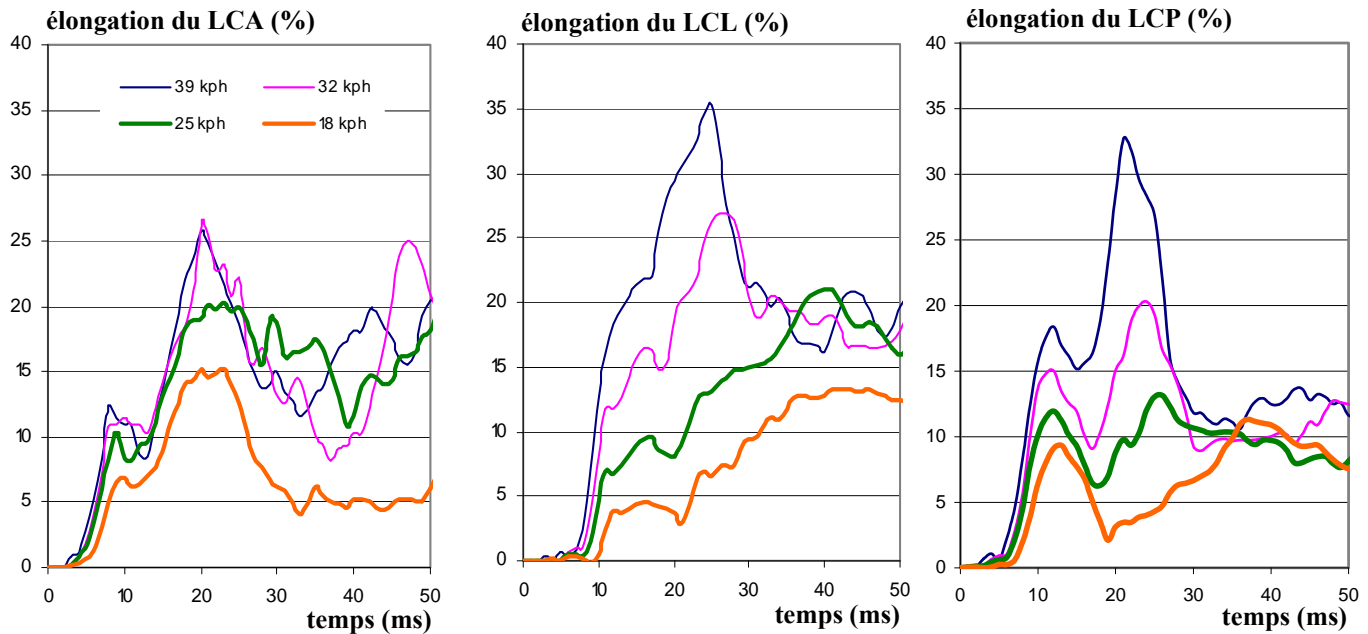
3.3.2. Déformations des ligaments

Les déformations des ligaments du genou sont calculées pour chacune des vitesses. Pour les ligaments les plus sollicités dans notre configuration d'impact – le LCL et les ligaments croisés –, elles sont montrées sur le graphe 12. En ce qui concerne le LCA, le pic de déformation augmente avec la vitesse de la voiture (16% à 18 km/h, 21% à 25 km/h). Néanmoins, pour les plus hautes vitesses, la déformation de LCA présente un comportement similaire (valeur maximale 27% à 32 km/h comme à 39 km/h). Quant au LCL, le pic est proportionnel à la vitesse de la voiture. Plus la vitesse est grande et plus la déformation du LCL présente un maximal important. Ces observations ne rendent pas compte, en soi, de la réponse de l'articulation à l'impact puisque le ligament est virtuellement endommagé (lorsque le seuil lésionnel est atteint, cf. paragraphe suivant) sans que la rupture ne soit modélisée. Mais comme les conditions de modélisation sont identiques dans chacune des simulations, ces observations prennent tout leur sens lors de la comparaison des résultats obtenus pour chacune des vitesses.

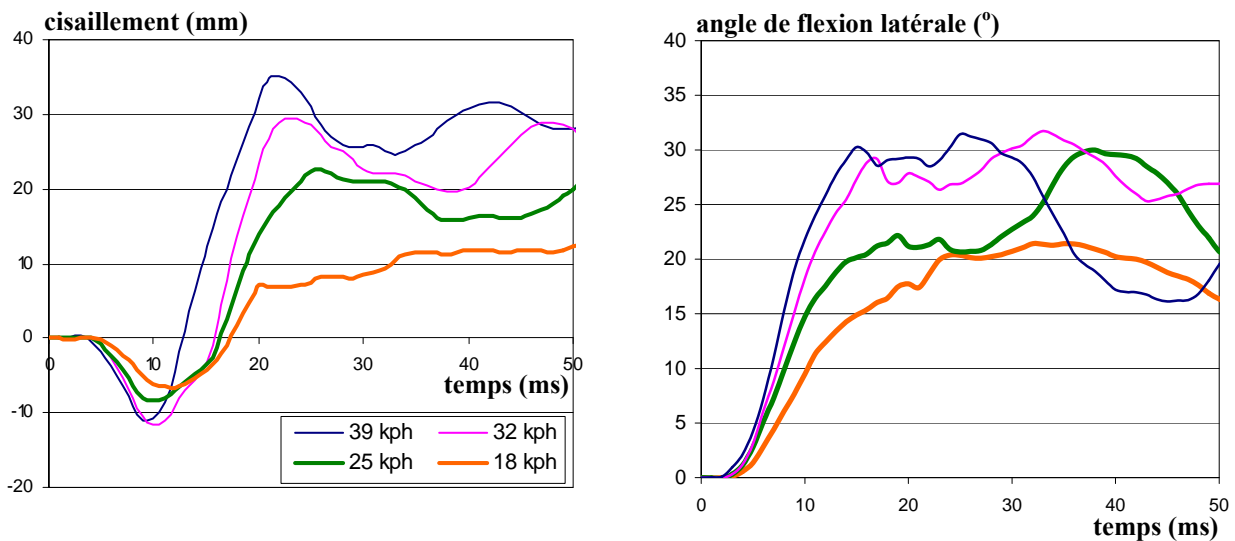
Avec le seuil en déformation utilisé, aucune lésion n'est observée sur les ligaments à 18 et 25 km/h. Comme nous l'avons déjà décrit, l'endommagement du LCA se produit à 32 km/h. A 39 km/h, les déformations du LCA dépassent également le critère à rupture, ainsi que celles du LCP. Nous remarquons aussi que le LCL, qui présentent des déformations très importantes, est vraisemblablement endommagé. L'angle de flexion et le déplacement (latéral) ont été mesurés et sont montrés sur le graphe 13. En considérant le temps pour lequel le seuil en déformation est atteint à 39 km/h, le premier endommagement des ligaments se produit à 18 ms. Les valeurs correspondantes de l'angle de flexion et du déplacement latéral valent respectivement 29° et 24 mm. Par rapport aux valeurs obtenues à 32 km/h (27° et 19 mm respectivement), le déplacement en cisaillement et l'angle de flexion sont plus importants. Expérimentalement avec le genou en extension, Kajzer et al. ont évalué ces critères lésionnels à 12,3° et 16 mm à 20 km/h (Kajzer 1999) et à 14,6° et 23 mm à 40 km/h (Kajzer 1997). Nos résultats sont donc du même ordre de grandeur pour le déplacement en cisaillement. Les valeurs lésionnelles obtenues avec le genou fléchi sont plus élevées pour l'angle de flexion lésionnel. La flexion du genou pourrait davantage protéger l'articulation et augmenter ainsi les amplitudes à blessure de ces paramètres.

Les deux mécanismes de blessure et leur seuil lésionnel paraissent interdépendants. Les valeurs des seuils ne devraient donc pas être définis de façon indépendante. Nous aurons l'occasion de revenir sur cette observation lorsque différentes géométries de véhicule seront considérées (cf. paragraphe 3.4. du présent chapitre).

Nous remarquons également sur le graphe 13 un lien direct entre la vitesse du véhicule d'une part et la flexion varus et le cisaillement d'autre part. Plus la vitesse est élevée et plus les mécanismes de blessure présentent des maxima élevés (constatation faite en gardant à l'esprit que la rupture des ligaments n'est pas modélisée et que les niveaux maximaux pour une vitesse d'impact ne valent que par comparaison avec ceux obtenus pour les autres vitesses).



Graphe 12 : Élongation du LCA (à gauche), du LCL (au centre) et du LCP (à droite) pour différentes vitesses de voiture



Graphe 13 : Déplacement en cisaillement et angle de flexion latérale mesurés sur l'articulation du genou (tibia relativement au fémur) pour différentes vitesses de voiture

3.3.3. Fractures osseuses

Pour estimer la fracture des os, les contraintes de VM, critère *ad hoc* comme cela a déjà été évoqué, sont examinées sur les structures osseuses pour chaque vitesse de voiture. Les parties osseuses les plus sollicitées sur le membre pelvien sont les suivantes :

Les **malléoles** latérale et médiale subissent de hautes contraintes du fait de l'impact direct. Elles présentent une double fracture pour chacune des vitesses de la voiture, à l'exception de 18 km/h.

Les **métaphyses proximales et distales** sont les zones du tibia et de la fibula qui présentent les plus grandes valeurs de contraintes. Aucune fracture ne se produit même si les contraintes

sont proches du seuil lésionnel, en particulier pour les plus hautes vitesses. Le niveau de contraintes subi augmente d'ailleurs avec la vitesse de la voiture.

L'**éminence intercondylienne tibiale** est sollicitée du fait qu'elle entre en contact avec le condyle fémoral médial. Quelle que soit la vitesse d'impact, des éléments dépassent le seuil en contraintes. Si leur nombre est trop faible pour conclure à une fracture, cela correspond davantage à des dommages locaux. À 18 km/h, l'éminence intercondylienne est la seule zone où des éléments dépassent la limite à rupture. Ainsi, pour la présente configuration d'impact, cela en fait une zone particulièrement vulnérable du membre pelvien.

Le **col du fémur** et la **métaphyse distale fémorale** sont les zones les plus sollicitées du fémur. Sur la métaphyse, les contraintes sont inférieures à la limite à rupture – elles en sont néanmoins très proches à 39 km/h –. Les niveaux de contraintes sont d'autant plus hauts que la vitesse d'impact est importante. La même observation est également valable pour le col du fémur. Mais, à 39 km/h, les contraintes sur ce segment osseux dépassent le seuil lésionnel. Pour la plus haute vitesse d'impact, une fracture du col du fémur est donc observée.

3.3.4. Bilan

vitesse de la voiture	force d'impact max.(N)	accélération max. du tibia (g)	accélération max. du fémur (g)	contraintes max. de VM (MPa)					déformation des ligaments (%)	
				tibia et fibula			fémur		LCA	LCL
				malléoles	métaphyses	éminence intercondylienne	métaphyse proximale	col		
39 km/h	10 200	169	-277	>seuil	125	> seuil	123	> seuil	> seuil	> seuil
32 km/h	6 410	198	94	>seuil	111	> seuil	116	122	> seuil	27
25 km/h	5 180	-90	65	> seuil	91	> seuil	95	90	21	24
18 km/h	3 590	-115	72	85	61	> seuil	60	85	16	20

Tableau 33 : Paramètres enregistrés dans les simulations pour chacune des vitesses de voiture

Tous les résultats sont résumés dans le tableau 33. A partir de ceux-ci, certaines observations peuvent être faites :

- Dès 25 km/h, une fracture bimalléolaire est observée. Elle est causée par l'impact direct du pare-choc conjugué au contact de la jambe avec la bicyclette. La jambe ne présente aucune fracture à 18 km/h.
- Proches des points d'impact, les métaphyses proximales et distales du tibia et de la fibula sont fortement sollicitées (contraintes VM proches de 130 MPa à 39 km/h). Elles représentent donc des zones à risques importants pour les fractures.
- À 39 km/h, une fracture apparaît sur le col fémoral. Elle est causée non seulement du fait de la vitesse élevée du véhicule mais également par la manière particulière dont le fémur est sollicité (jambe piégée entre la voiture et la bicyclette).
- Des contraintes importantes ont été relevées sur l'épine intercondylienne tibiale qui entre en contact avec le condyle fémoral médial. Seule une petite zone comprend des éléments excédant le seuil lésionnel en contraintes. Il s'agit donc de dommages locaux. Comme ces atteintes ont été observées pour toutes les vitesses testées, les dommages à l'épine intercondylienne apparaissent comme une lésion caractéristique de cette configuration d'impact.

- À partir de 32 km/h, les déformations du LCA dépassent le seuil lésionnel. À 39 km/h, la lésion du LCP, et vraisemblablement du LCL, s'ajoute à celle du LCA. Ainsi, dès 32 km/h, la blessure ligamentaire – et en particulier celle des ligaments croisés – semble être une blessure commune de l'impact cycliste.

La vitesse du véhicule apparaît comme un facteur prépondérant dans le déroulement de l'impact, particulièrement lorsqu'un usager vulnérable est impliqué. En plus de la vitesse initialement considérée (32 km/h), trois autres vitesses de véhicules ont été testées : 18, 25 et 39 km/h. Les résultats ont montré que le bilan lésionnel était fortement modifié suivant la vitesse. Pour les structures osseuses, la fracture bimalléolaire se produit à partir de 25 km/h et la fracture fémorale (col du fémur) à partir de 39 km/h. Quant aux ligaments du genou, la vitesse critique semble être autour de 30 km/h. À partir de 32 km/h, des dommages ligamentaires apparaissent. Les deux mécanismes de blessure, la flexion latérale et le cisaillement, montrent une dépendance à la vitesse d'impact. Lorsque la vitesse augmente, ces mécanismes présentent des amplitudes plus importantes. À 39 km/h, par rapport à 32 km/h, les critères lésionnels pour ces deux paramètres montrent donc des valeurs plus importantes en cisaillement (24 contre 19 mm) et en flexion latérale (29 contre 27°). Les critères lésionnels en cisaillement et en flexion ne semblent pas indépendants. Nous aurons l'occasion de revenir sur cet aspect lorsque chacune des simulations aura fourni les différents critères lésionnels.

3.4. Influence de la géométrie du véhicule

Différents modèles de véhicules ont été testés : une voiture de tourisme avec un pare-choc très avancé, une voiture de tourisme avec un avant haut et un véhicule de type utilitaire. Les différents véhicules sont montrés sur la figure 34. Ils sont basés sur les modèles *Eléments Finis* proposés par la National Highway Transport and Security of America (NHTSA 2005).



Figure 34 : Modèles *Eléments Finis* de véhicules testés avec pare-choc avancé (à gauche), avant haut (au centre) et de type utilitaire (à droite)

La géométrie du véhicule a une influence prépondérante sur la cinématique du piéton et les blessures qu'il subit (Roudsari 2004). Pour le cycliste, en multicorps, des études ont montré que les dimensions de l'avant du véhicule influençaient fortement les accélérations relevées sur le membre pelvien et les blessures au genou (Huijbers 1988). Le modèle utilisé dans le chapitre précédent et basé sur les dimensions de la voiture de l'expérimentation est conservé comme "véhicule de référence". Les trois véhicules testés ont été choisis car ils présentent des géométries caractéristiques. Le premier (véhicule 1) possède une géométrie proche du véhicule de référence mais avec un pare-choc proéminent. Le véhicule 2 dispose d'un capot et d'un pare-choc haut. Enfin, le véhicule 3 de type utilitaire possède un avant haut et massif. Les caractéristiques géométriques de chacun de ces véhicules sont proposées dans le tableau suivant. Les hauteurs du capot, du pare-brise et du toit correspondent à celle du bord d'attaque, la hauteur du pare-choc à celle de la section centrale.

véhicule	masse (kg)	dimension	pare-choc	capot	pare-brise	toit
véhicule de réf.	1 050	hauteur (mm)	441	637	1 055	1 269
		largeur (mm)	90	840	940	1 340
		avancée (mm)	98			
		inclinaison (°)		16,5	27	10
véhicule 1	1 520	hauteur (mm)	475	730	1 140	1 335
		largeur (mm)	140	1 100	755	1 535
		avancée (mm)	165			
		inclinaison (°)		12	28	13
véhicule 2	2 336	hauteur (mm)	615	815	1 140	1 670
		largeur (mm)	110	700	1 080	2 550
		avancée (mm)	110			
		inclinaison (°)		25,5	30	12,5
véhicule 3	3 039	hauteur (mm)	620	1 087	1 435	2 028
		largeur (mm)	221	660	852	3 500
		avancée (mm)	48			
		inclinaison (°)		19	43	2,5

Tableau 34 : Caractéristiques géométriques des différents véhicules utilisés dans les simulations

Les propriétés de matériaux sont issues des données de la NHTSA (NHTSA 2005). Les modèles sont constitués de 28 200, 172 000 et 147 700 éléments pour les véhicules 1, 2 et 3 respectivement. Du fait du grand nombre d'éléments et pour conserver un temps de calcul acceptable, la plupart des composants ont été définis en corps rigides. Seules les parties susceptibles d'entrer en contact direct avec le cycliste (pare-choc, capot et pare-brise) sont déformables. Une masse a été ajoutée pour chaque véhicule de façon à évaluer la masse d'un véhicule réel (donnée dans le tableau 34). La configuration

déjà présentée a été reproduite : impact centré du véhicule sur le membre pelvien du cycliste dont le genou est fléchi à 90°. La vitesse a été conservée à 32 km/h avec une décélération du véhicule de 0,8 g dès le premier impact.

3.4.1. Impact cycliste avec une voiture au pare-choc saillant

Le véhicule 1 possède un pare-choc très avancé et également très large. Dans la mesure où le pare-choc est la première partie heurtant le membre pelvien, il a une forte influence sur les résultats cinématiques et lésionnels. Un pare-choc trop proéminent favorise d'ailleurs les blessures ligamentaires sérieuses (Grösch 1989). Dans le cas de notre modèle Éléments Finis, nous allons voir quelles sont les conséquences de cette géométrie particulière sur la réponse du membre pelvien. Sur l'intervalle de temps considéré (50 ms), l'énergie d'hourglass n'excède pas 0,11 % de l'énergie totale.

Cinématique : Le premier impact se produit entre le pare-choc et la jambe du cycliste. La jambe est alors projetée en direction de la bicyclette et le genou est sollicité en flexion varus. Comme le cycliste est heurté en dessous de son centre de gravité, il est entraîné dans un mouvement de rotation (dans le plan frontal). Ensuite, la jambe vient entrer en contact avec la bicyclette. Elle est alors à nouveau heurtée par le pare-choc (cf. figure 35, images centrales). Puisque le pare-choc est très proéminent et étendu, l'impact avec le bord du capot n'intervient que tardivement. Par rapport à ce qui a été observé avec le véhicule de référence, nous allons voir les conséquences traumatiques par le biais des contraintes sur les os et des déformations sur les ligaments.

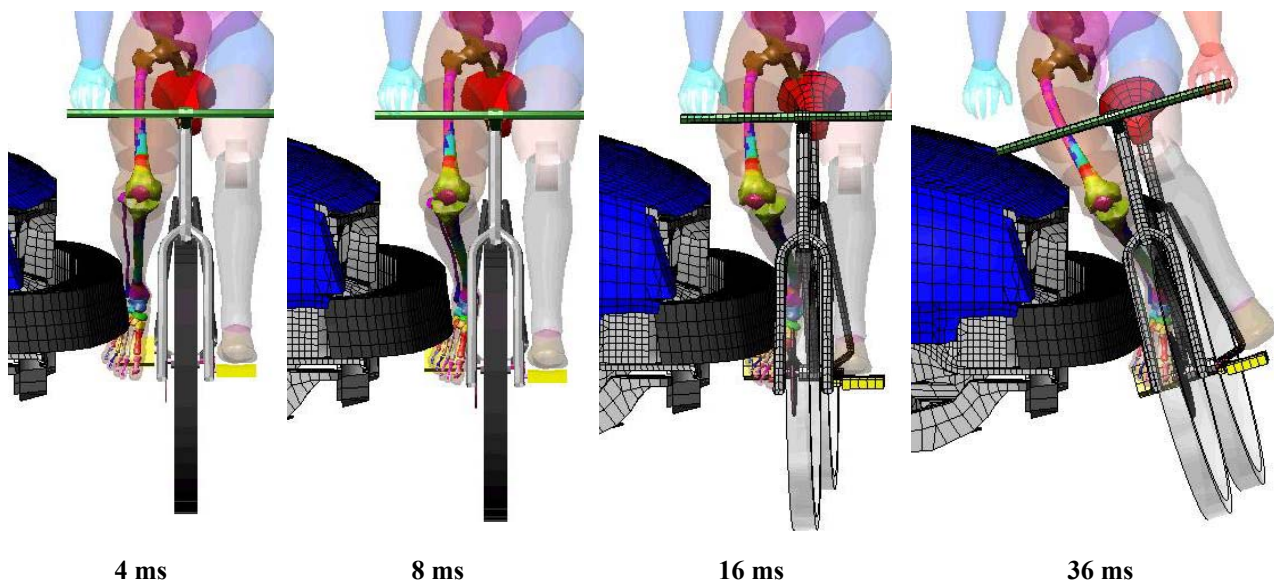


Figure 35: Cinématique du membre pelvien lors d'un impact avec un véhicule au pare-choc fortement avancé

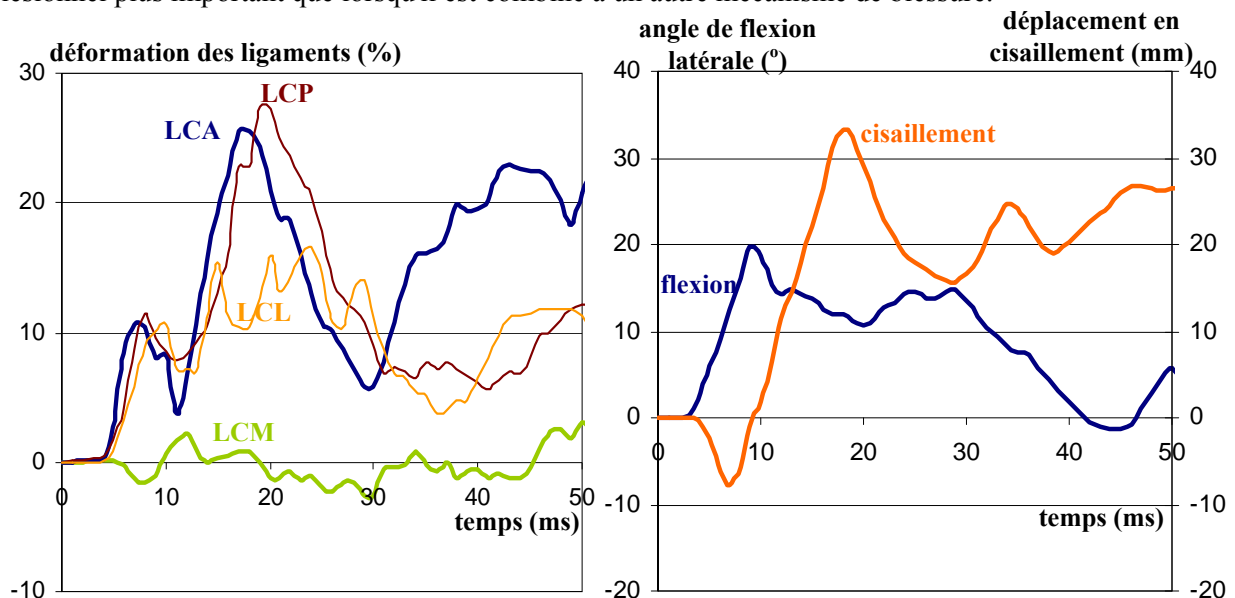
Niveaux de contraintes des structures osseuses: Les seuils lésionnels en contrainte ont déjà été présentés dans les paragraphes précédents. Sous l'effet direct de l'impact, les malléoles médiale et latérale subissent une fracture. Comme la jambe est déviée (en varus) et le tibia soumis à la flexion, le côté médial (en particulier la métaphyse distale) est donc sollicité en traction, avec des valeurs importantes de contraintes VM atteignant 125 MPa (12 ms). Les contraintes sur la métaphyse proximale atteignent 100 MPa. Le double contact entre la bicyclette et le pare-choc amplifie les contraintes sur la malléole, accentuant la fracture qui s'était amorcée. Le fémur est assez peu sollicité durant les 20 premières millisecondes. Lors du mouvement de rotation entraînant le cycliste en direction du pare-brise, de hauts niveaux de contraintes apparaissent sur la métaphyse distale (jusqu'à 105 MPa sur le côté latéral et 118 MPa sur le côté médial). Le col du fémur, au-dessous de la hanche, présente également des contraintes importantes. À 24 ms, elles dépassent le seuil lésionnel et une fracture sous le cotyle fémoral se produit. Le bilan des contraintes VM sur les os du membre pelvien est présenté dans le tableau 35.

	contraintes max. de VM (MPa)				
	tibia et fibula			fémur	
	malléole	métaphyses distales	métaphyses proximales	métaphyse proximale	col
<i>véhicule 1</i>	>seuil	125	100	118	> seuil

Tableau 35 : Contraintes maximales relevées sur le tibia, la fibula et le fémur lors de l'impact avec le véhicule 1 (pare-choc proéminent)

Avec un pare-choc proéminent qui concentre l'énergie d'impact sur la jambe – durant les 40 premières ms, aucune autre structure de la voiture n'intervient dans l'impact –, la vitesse (32 km/h) est suffisante pour provoquer une double fracture des malléoles.

Déformation des ligaments du genou : Pour étudier les conséquences lésionnelles sur les ligaments du genou, les déformations sont montrées sur le graphe 14. Le déplacement en cisaillement ainsi que l'angle de flexion latérale y sont également représentés. Dans la mesure où, avec les différents profils de véhicule présentés ici, la flexion latérale est tantôt en varus et tantôt en valgus, nous prendrons la convention suivante. *L'angle de flexion sera défini positif en varus et négatif en valgus*. Durant les dix premières millisecondes suivant l'impact, les déformations les plus importantes sont relevées pour le LCL et les ligaments croisés. Cela est dû à la flexion latérale (en varus) qui augmente avant de montrer des valeurs assez faibles. Lorsque la jambe est bloquée par la bicyclette, le cisaillement se produit. Cette géométrie de pare-choc favorise même considérablement ce mécanisme puisque le cisaillement croît très rapidement avec des amplitudes très importantes. Une augmentation très nette de la déformation des ligaments croisés accompagne la prédominance du cisaillement auquel ils sont classiquement associés. Ces ligaments atteignent même des valeurs au-delà des seuils lésionnels (22 %) tandis que les ligaments collatéraux ne présentent pas de niveaux lésionnels. La valeur seuil en déformation est atteinte pour un déplacement en cisaillement de 26 mm et un angle de flexion latérale de 12,5° en varus. La valeur en cisaillement est supérieure à celle trouvée avec le véhicule de référence (19 mm). Cette différence pourrait être due au fait que le cisaillement est prépondérant tandis que la flexion latérale est assez faible. Lorsque le cisaillement est dominant, il nécessite donc un seuil lésionnel plus important que lorsqu'il est combiné à un autre mécanisme de blessure.



Graph 14 : Évolution temporelle des déformations pour les principaux ligaments du genou (cas de l'impact avec un pare-choc proéminent)

Bilan : Avec un pare-choc large et proéminent, l'impact se concentre sur la jambe. Une double fracture malléolaire se produit sous l'effet de l'impact direct. Le cycliste est entraîné dans un mouvement de rotation très important (l'impact avec le capot se produit tardivement) tandis que la jambe est bloquée par la bicyclette, conduisant à des contraintes élevées sur le fémur. Une fracture au-dessous du cotyle est observée. Cette géométrie produit également un environnement particulièrement défavorable aux ligaments. Si la flexion varus reste assez faible, surtout après 10 ms, c'est finalement le cisaillement qui atteint des valeurs de déplacement très importantes. De tous les modèles testés dans cette partie (et exposés par la suite), c'est même la géométrie de véhicule qui montre les plus hauts niveaux de cisaillement. Un pare-choc trop massif et avancé est donc un facteur particulièrement défavorable pour l'articulation du genou.

3.4.2. Impact cycliste avec une voiture à l'avant haut

Le véhicule 2 testé ci-dessous présente un avant haut. Le lieu d'impact est donc plus haut sur la jambe modifiant ainsi les structures osseuses sollicitées en premier. De plus, l'impact primaire se rapproche de l'articulation du genou. Lors de la simulation, nous avons une fois de plus contrôlé le niveau d'énergie d'hourglass. Celle-ci ne dépasse pas 0,02 % de l'énergie totale.

Cinématique : Avec un avant plus haut, le premier impact se produit sur les métaphyses proximales du tibia et de la fibula (cf. figure 36). Sous l'effet de l'impact, la jambe est déviée et entre en contact avec la bicyclette. Contrairement aux cas précédents, le genou est principalement sollicité en flexion valgus. L'avant du véhicule heurte à nouveau la jambe plaquée contre la bicyclette. Le mouvement de rotation qui entraîne le cycliste en direction de la voiture s'amorce. A la différence du cas précédent (pare-choc proéminent), cette rotation est très rapide et la cuisse entre rapidement en contact avec le bord du capot.

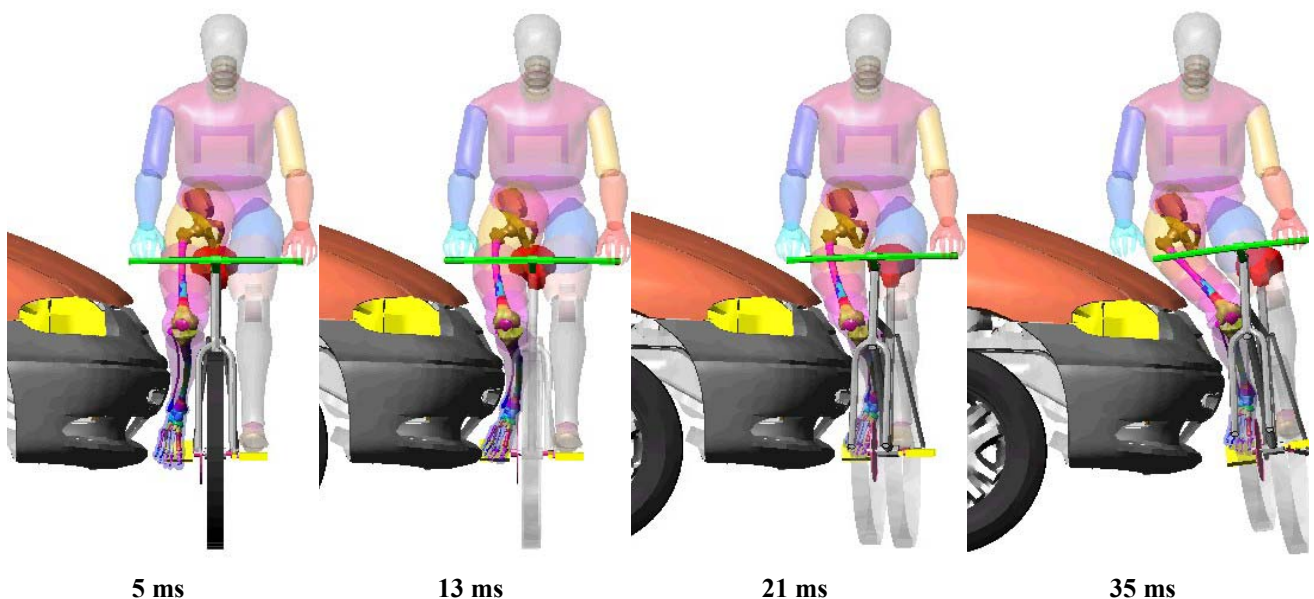


Figure 36: Cinématique du membre pelvien lors de l'impact d'un véhicule avec un avant haut

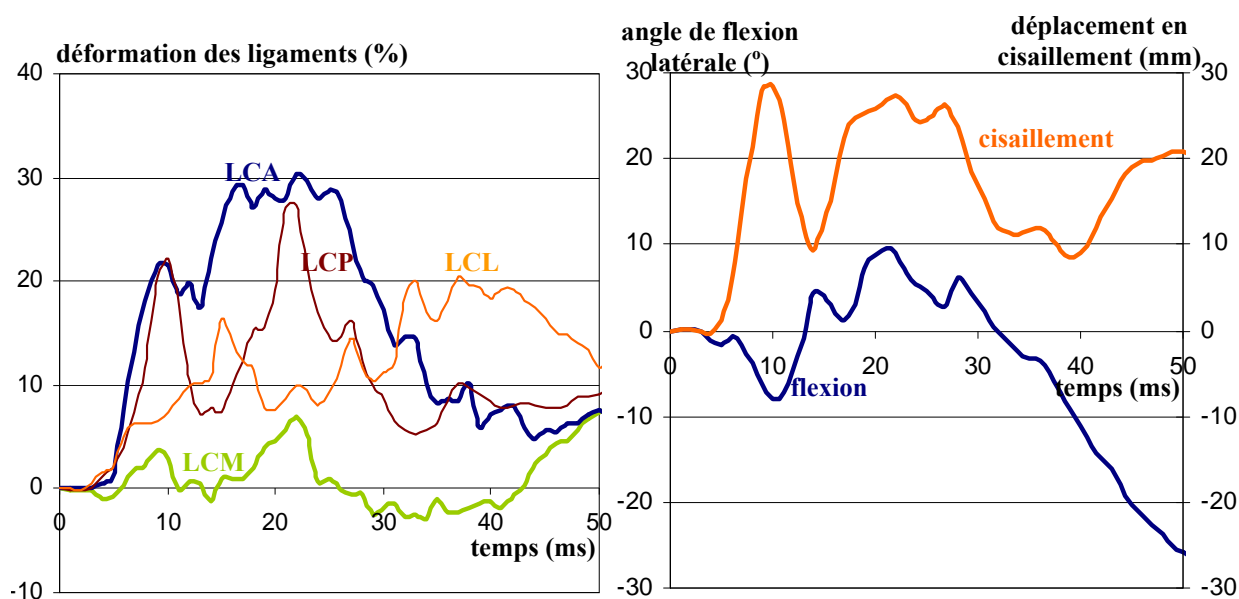
Niveaux de contraintes des structures osseuses : Dès l'impact sur le haut de la jambe, la fracture du tibia se produit (tiers supérieur de la diaphyse). La métaphyse distale est également fortement chargée (jusqu'à 122 MPa sur le côté médial) consécutivement à cet impact. C'est lorsque la jambe entre en contact avec la bicyclette que la diaphyse fibulaire présente des contraintes importantes. Elle subit une fracture sur le tiers médian. Les effets conjugués de l'impact du véhicule et du contact avec la bicyclette ont également conduit à une double fracture malléolaire. Sur le fémur, les contraintes VM ne commencent à être significatives que lorsque le mouvement de rotation du cycliste s'amorce

(jusqu'à 120 MPa sur la partie médiale et 93 MPa sur la partie latérale). Une fracture du col du fémur se produit lors de l'impact de la cuisse sur le capot. Les structures osseuses les plus sollicitées sont résumées dans le tableau 36.

	contraintes max. de VM (MPa)				
	tibia et fibula			fémur	
	malléole	métaphyses distales	métaphyses proximales	métaphyse proximale	col
<i>véhicule 2</i>	>seuil	122	>seuil	116	> seuil

Tableau 36 : Contraintes maximales relevées sur le tibia, la fibula et le fémur lors de l'impact avec le véhicule 2 (avant haut)

Déformation des ligaments du genou : Les déformations des ligaments du genou, ainsi que le déplacement en cisaillement et l'angle de flexion latérale, sont montrés sur le graphe 15. Nous pouvons observer que ce sont les déformations des ligaments croisés qui augmentent très rapidement après le premier impact. Le seuil lésionnel (22 %) est atteint pour le LCA et le LCP de façon quasi-concomitante. Le fait de rapprocher l'impact du genou, conséquence d'un avant de véhicule élevé, est un facteur favorable au cisaillement de l'articulation. Et, en effet, la brusque croissance des déformations des ligaments croisés est simultanée à l'augmentation rapide du cisaillement (courbe à gauche sur le graphe 15). Les ligaments collatéraux présentent des niveaux de déformation assez faibles. Comme observé sur la cinématique, la flexion latérale sur le genou est en valgus après l'impact (angles négatifs). Le genou est ensuite sollicité en varus (angles positifs) avant que la flexion valgus montre une augmentation rapide après 35 ms. Le critère lésionnel en déformation permet d'estimer l'instant pour lequel se produisent les premiers dommages ligamentaires. Le déplacement en cisaillement et l'angle de flexion correspondants sont respectivement de 28 mm et de 6°. Par rapport aux estimations précédentes, la valeur du cisaillement entraînant des lésions semble élevée. Néanmoins, l'angle de flexion très faible – le cisaillement est quasiment le seul mécanisme de blessure présent lorsque les lésions ligamentaires se produisent – peut expliquer que la valeur du cisaillement provoquant l'apparition de blessure est plus importante.



Graph 15 : Évolution temporelle des déformations pour les principaux ligaments du genou (cas de l'impact avec un avant haut)

Bilan : Élever l'avant du véhicule revient à rapprocher l'impact de l'articulation du genou. De ce fait, le cisaillement est plus important et les ligaments croisés fortement sollicités. Nous trouvons des niveaux de déformation comparables – mais un peu plus faibles – au cas précédent (pare-choc avancé) conduisant aux lésions du LCA et du LCP. Les déformations des ligaments collatéraux restent en deçà des seuils lésionnels. Avant 14 ms, la flexion est en valgus. Le LCM présente d'ailleurs des niveaux de déformation plus importants que pour les autres géométries de véhicule. A 32 km/h, de multiples fractures apparaissent sur le membre pelvien. L'impact direct du pare-choc crée des fractures sur le tibia et la fibula, fractures accentuées par le contact avec la bicyclette. La fracture du col du fémur se produit lors de l'impact avec le capot. Un avant (trop) haut, rapprochant le lieu d'impact de l'articulation du genou, accentue donc les blessures ligamentaires. Cette géométrie se présente donc comme un facteur défavorable au cycliste dans cette configuration d'impact.

3.4.3. Impact cycliste avec un utilitaire

Les véhicules de type van ou utilitaire interviennent dans environ 20 % des accidents concernant les usagers vulnérables (Liu 2002, Olkkonen 2002). Contrairement aux voitures de tourisme, les impacts se produisent en général au-dessus du centre de gravité du cycliste. Ainsi, au lieu d'observer le mouvement caractéristique d'enroulement autour du capot, le corps est projeté à l'avant du véhicule. Cette configuration est équivalente à l'impact d'une voiture de tourisme sur un cycliste enfant (Ravani 1981). Lors de la simulation, sur les cinquante millisecondes pris comme intervalle d'étude, l'énergie d'hourglass n'a pas excédé 0,15 % de l'énergie totale.

Cinématique : En se focalisant sur le membre pelvien – bien que, typiquement avec cette géométrie de véhicule, d'autres parties corporelles (comme le bras) sont impliquées dans les impacts primaires –, le premier impact se produit sur le tiers supérieur de la jambe (cf. figure 37). S'en suit immédiatement un impact de la face avant du véhicule sur le haut de la cuisse. Sous l'effet de ces chocs multiples, le cycliste et la bicyclette sont projetés à l'avant du véhicule, dans la direction d'impact.

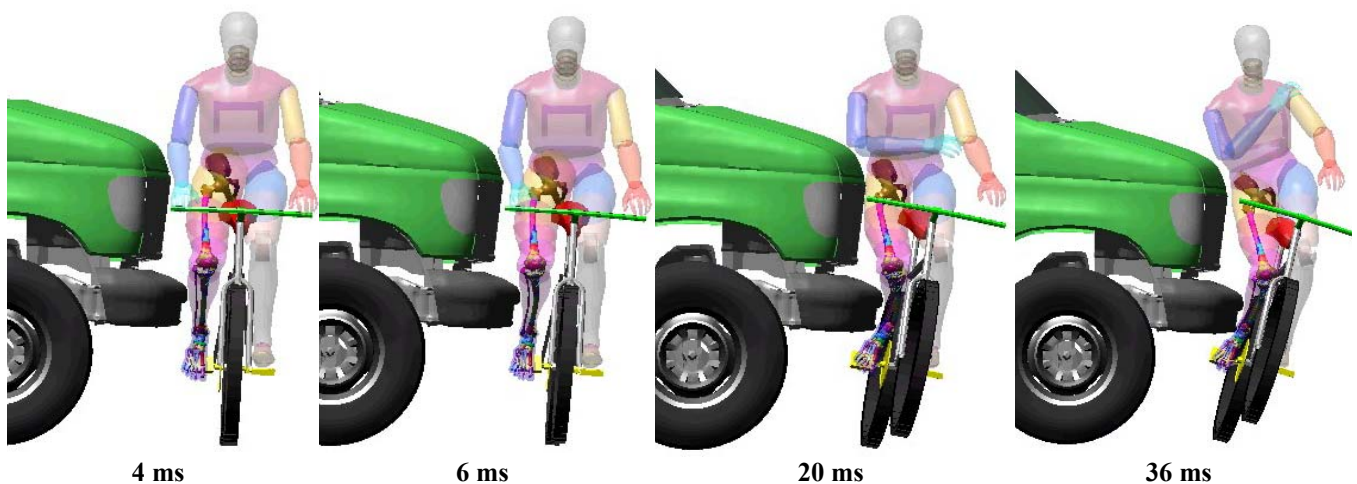


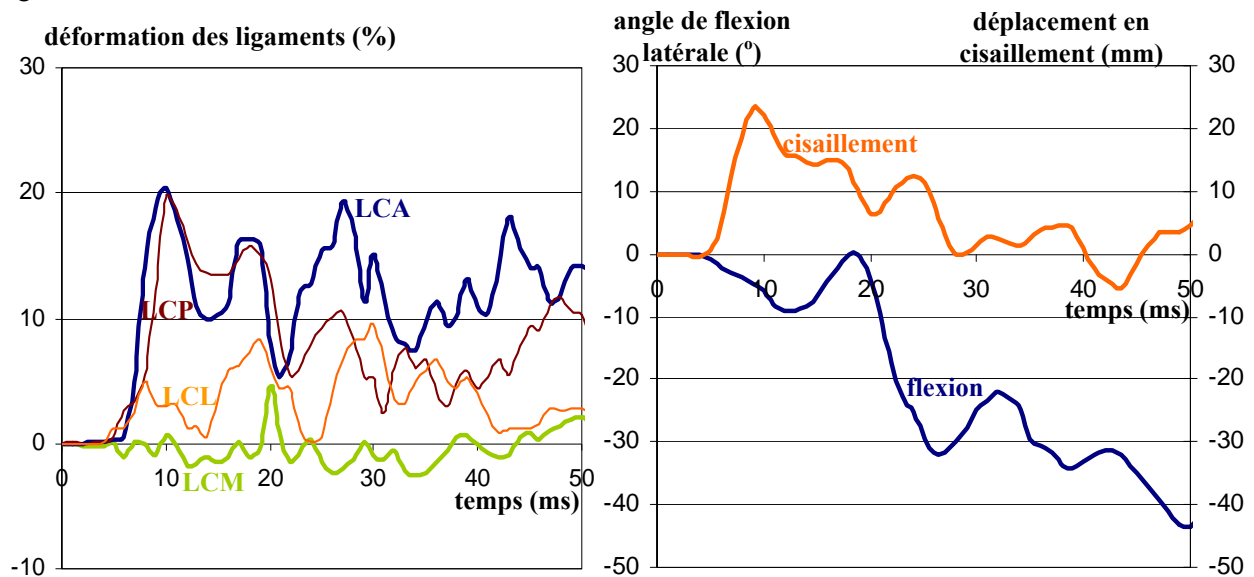
Figure 37: Cinématique du membre pelvien lors de l'impact d'un véhicule de type utilitaire

Niveaux de contraintes des structures osseuses : la multiplicité des impacts conjuguée à l'aspect massif du véhicule découle en des valeurs de contraintes VM très importantes. L'impact du pare-choc provoque une fracture sur la métaphyse proximale du tibia. Bloquées contre la bicyclette, les malléoles subissent également une fracture. Du fait de cette "tenaille" entre l'avant du véhicule et la bicyclette, la jambe présente des contraintes importantes, jusqu'à 125MPa sur les métaphyses distales. L'impact de la face avant du véhicule sur le haut de la cuisse, juste au-dessous de la hanche, crée une fracture du fémur. Les contraintes maximales sur la métaphyse distale du fémur atteignent 119 MPa (côté médial). Les contraintes maximales des structures osseuses les plus sollicitées sont résumées dans le tableau 37.

	contraintes max. de VM (MPa)				
	tibia et fibula			fémur	
	malléole	métaphyses distales	métaphyses proximales	métaphyse proximale	col
vVéhicule 3	>seuil	125	>seuil	119	> seuil

Tableau 37 : Contraintes maximales relevées sur les os longs du membre pelvien lors de l'impact avec le véhicule 3 (utilitaire)

Déformation des ligaments du genou : Comme dans le cas précédent (avant haut), le premier impact, proche de l'articulation du genou, provoque un cisaillement important. Ainsi, les ligaments croisés présentent une augmentation rapide de la déformation (graphe 16, courbes de gauche). Ensuite, le membre pelvien est bloqué contre la bicyclette puis la cuisse est à son tour impactée. Le cycliste est alors éjecté à l'avant du véhicule et le cisaillement diminue – et corollairement les déformations des ligaments croisés –. Malgré les amplitudes importantes de flexion après 20 ms, les déformations des ligaments collatéraux restent à des niveaux assez faibles. Du fait de notre manière de mesurer l'angle de flexion en se projetant dans le plan frontal, le tibia pivotant sous l'effet de la torsion peut modifier la valeur de flexion latérale mesurée après 25 ms. Dans cette configuration, aucun ligament ne présente des pics de déformation supérieurs aux seuils lésionnels. Le genou ne présente donc pas de dommages ligamentaires.



Graph 16 : Évolution temporelle des déformations pour les principaux ligaments du genou (cas de l'impact avec un utilitaire)

Bilan : Le véhicule de type utilitaire présente un avant très haut et massif. Les différents impacts provoquent des fractures en de multiples endroits (malléoles, tibia et fémur). En revanche, du fait d'une cinématique particulière dont est absent le traditionnel mouvement d'enroulement sur le capot (lorsque l'impact se produit sous le centre de gravité du cycliste), les ligaments du genou ne présentent pas de dommages. Du point de vue lésionnel, cette géométrie de véhicule est la plus favorable pour l'articulation du genou.

3.4.4. Bilan

Par rapport au véhicule de référence utilisé dans la partie précédente (voiture de tourisme compacte), de nouvelles géométries ont été testées. Ces essais, conduits suivant les mêmes conditions d'impact (impact latéral sur la jambe fléchie à 90°, vitesse du véhicule 32 km/h), ont permis de mettre en exergue certaines observations. Peu d'analyses ont été faites sur l'influence de la géométrie du véhicule dans le cas de la réponse du membre pelvien d'un cycliste.

- Lorsque l'impact du pare-choc se rapproche de l'articulation du genou (avant plus haut) le cisaillement est fortement favorisé. En conséquence les deux ligaments croisés du genou sont endommagés.

- Un pare-choc proéminent induit également un cisaillement très important. Il s'agit même des plus hauts niveaux de cisaillement rencontrés dans les simulations d'impact cycliste. Un pare-choc très avancé et étendu apparaît donc comme un facteur fortement défavorable au membre pelvien du cycliste.

- Avec un avant haut et massif (type utilitaire), la cinématique du cycliste est fondamentalement changée. Ce dernier se trouve éjecté à l'avant du véhicule. Si les différents impacts sont très agressifs pour le membre pelvien, les articulations, et particulièrement la réponse ligamentaire, montrent un bilan lésionnel favorable. Cette situation avantageuse que présente un véhicule de type utilitaire n'est valable que parce que notre étude est centrée sur le membre pelvien. Pour l'impact piéton, Liu et al. ont trouvé que les vans et utilitaires sont plus défavorables au haut du corps tandis que les voitures de tourisme sont plus agressives pour le membre pelvien (Liu 2002). Dans le cas de notre simulation, l'utilisation d'un véhicule de type utilitaire, si elle montre des sollicitations plus faibles sur les articulations du membre pelvien, présenterait vraisemblablement des niveaux très importants sur la tête et le thorax.

Lorsque les ligaments ont montré des déformations supérieures au seuil lésionnel, l'angle de flexion latérale et le cisaillement correspondants au premier dommage ligamentaire ont été mesurés. Nous remarquons que lorsque la flexion latérale est faible (12,5° et 6° lors de l'endommagement du LCA), le déplacement en cisaillement est d'autant plus grand (26 et 28 mm). Les seuils lésionnels de ces deux mécanismes de blessure semblent être interdépendants. Selon la prédominance de l'un par rapport à l'autre, les seuils lésionnels offrent des valeurs différentes. Nous allons revenir sur cette observation en considérant l'ensemble des critères établis dans toutes les simulations présentées.

4. Bilan : Mécanismes de blessure lors d'un impact cycliste

4.1. Mécanismes de blessure prépondérants

Comme nous avons eu l'occasion de le signaler, deux mécanismes de blessure prépondérants se sont produits dans notre configuration d'impact : la flexion latérale et le cisaillement. La flexion latérale, comme le cisaillement, survient lorsque le pare-choc heurte la jambe du cycliste. Le pied, faiblement chargé par le poids du corps, est projeté sous l'effet de l'impact. Dans la plupart des cas, il s'agit de flexion varus. Lorsque cet impact primaire se produit près du genou (avant haut de véhicule et utilitaire), le genou est sollicité en cisaillement et, en général, en flexion valgus. Si l'impact du pare-choc est plus bas sur la jambe, celle-ci est bloquée contre la bicyclette (côté médial) et heurtée par le bord d'attaque du capot (côté latéral). Le genou est alors sollicité en cisaillement (déplacement latéral du tibia relativement au fémur). Ces deux mécanismes de blessure n'agissent pas forcément dans les mêmes proportions suivant le lieu d'impact.

En utilisant des points sur les axes tibiaux et fémoraux, le déplacement en cisaillement et l'angle de flexion latérale ont été mesurés dans chaque simulation. Lors de la simulation reproduisant le protocole expérimental, la flexion (varus) et le cisaillement étaient tous deux importants. Néanmoins, le seuil lésionnel en flexion (27°) présentait une valeur élevée par rapport à celle mesurée en cisaillement (19 mm). En faisant varier la vitesse de la voiture, nous avons pu remarquer qu'une vitesse plus grande engendrait des déplacements en cisaillement et des angles de flexion plus importants. La vitesse d'impact a donc une influence significative sur les mécanismes de blessure. La géométrie du véhicule a montré une influence similaire. C'est avec un pare-choc proéminent que les plus hauts niveaux de cisaillement ont été mesurés. Avec cette géométrie, la flexion montrait des valeurs modérées. Avec un avant de véhicule haut et donc un impact primaire proche du genou du cycliste, le cisaillement était une nouvelle fois dominant, la flexion latérale étant quasi-nulle.

Au-delà de la prépondérance relative de chacun des mécanismes de blessure, les seuils lésionnels en flexion et cisaillement ont été établis. Dans chaque simulation, le temps auquel le premier dommage ligamentaire – défini suivant le critère lésionnel en déformation des ligaments – a été relevé le cas échéant. Les valeurs de l'angle (flexion latérale) et du déplacement (en cisaillement) correspondant à ce temps ont été enregistrés et considérés comme critères lésionnels. Suivant la configuration d'impact et la prédominance de l'un des mécanismes de blessure, ces seuils ont pu montrer des niveaux différents.

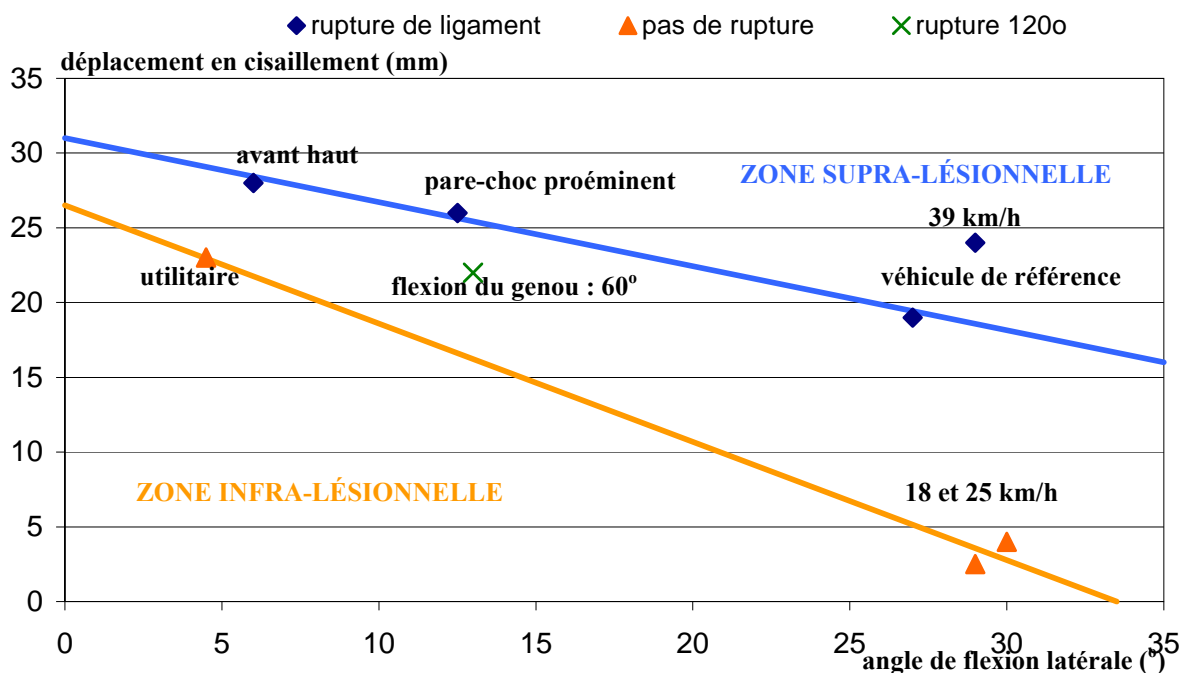
4.2. Seuils lésionnels en flexion latérale et en cisaillement

Suivant les différentes vitesses et configurations d'impact testées, les seuils lésionnels en flexion et en cisaillement ont donné des valeurs différentes. Ces valeurs sont rappelées dans le tableau 38. La simulation dite "de référence" est celle qui fut comparée à l'expérimentation. Les deux autres géométries de véhicule qui ont conduit à une blessure ligamentaire sont celles incluant un pare-choc proéminent et un avant haut. Enfin, lorsqu'une vitesse de 39 km/h a été attribuée à la voiture, des lésions ligamentaires avaient également été constatées.

simulation	seuils lésionnels	
	en flexion latérale (°)	en cisaillement (mm)
<i>référence</i>	27	19
<i>pare-choc proéminent</i>	12,5	26
<i>avant haut</i>	6	28
<i>39 km/h</i>	29	24

Tableau 38 : Récapitulatif des seuils lésionnels en flexion latérale et en cisaillement obtenus dans les différentes simulations

Nous avons déjà pu signaler que, lorsque le critère lésionnel pour un mécanisme de blessure est faible (par exemple 6° en flexion latérale avec un avant haut), le seuil correspondant pour l'autre mécanisme de blessure était d'autant plus grand (28 mm en cisaillement). Cela suggère que les critères lésionnels sont interdépendants. Si la flexion et le cisaillement agissent de façon concomitante et à des niveaux similaires, les seuils lésionnels seront moins hauts que si un mécanisme de blessure opère seul. Pour vérifier cette constatation, les critères précédemment donnés sont placés sur un graphe avec la flexion en abscisses et le cisaillement en ordonnées. Nous avons également choisi de placer les valeurs maximales de flexion et de cisaillement atteintes dans les simulations qui n'ont pas conduit à des lésions ligamentaires. Pour cela, dans les vingt premières millisecondes suivant l'impact – durant lesquelles le cisaillement et la flexion mesurés sont les plus précis –, nous avons relevé le pic (en flexion ou en cisaillement) qui se produit. La valeur au même instant de l'autre mécanisme de blessure est ainsi mesurée. Ces valeurs, ajoutées aux seuils lésionnels, sont montrées sur le graphe 17.



Graph 17 : Seuils lésionnels en flexion et cisaillement délimitant les zones infra et supra-lésionnelle dans la configuration d'impact cycliste

En plaçant les valeurs cisaillement/flexion des seuils lésionnels, nous constatons qu'elles forment une tendance quasi-linéaire pour une même vitesse d'impact (32 km/h). La courbe de tendance délimite la zone supra-lésionnelle pour notre configuration d'impact. Le seuil lésionnel obtenu à 39 km/h présente des valeurs plus élevées, il est donc à l'intérieur de la zone définie précédemment. Les maxima relevés dans les simulations qui n'ont pas conduit à de rupture ligamentaire figurent également sur le graphe 17, ils déterminent la zone infra-lésionnelle. Le seuil lésionnel obtenu avec un angle de flexion de 120° est aussi présenté sur le précédent graphe. Il se situe en dessous de la droite délimitant ce seuil avec un angle de 90° . Cela confirmerait l'hypothèse conjecturée lors de l'étude de l'impact avec le genou fléchi à 120° : La flexion du genou fonctionne comme un mécanisme de protection.

Chapitre VI – Étude de l'impact piéton

Le piéton est l'utilisateur vulnérable le plus fréquemment impliqué dans les accidents de la route. C'est la raison pour laquelle il a fait l'objet de nombreuses études accidentologiques et numériques (cf. *chapitre II*). Après avoir étudié l'impact sur le membre pelvien du cycliste et les seuils lésionnels correspondants, nous nous sommes intéressés à ceux du piéton. S'il est question, dans les deux cas (cycliste et piéton), d'utilisateur vulnérable – ce qui implique, selon notre définition et pour notre étude, que le membre pelvien est directement heurté par l'avant d'un véhicule –, les impacts présentent de nombreuses dissimilarités. Dans notre configuration, le membre pelvien est certes impacté latéralement pour le cycliste comme pour le piéton mais les impacts diffèrent suivant plusieurs points :

- **le lieu d'impact sur la jambe** : la jambe du piéton est plus basse que celle du cycliste. Ainsi, le point d'impact se rapproche du genou pour les avant de véhicule bas ou de la hanche pour les avant hauts.
- **la flexion du genou** : tandis que la flexion était définie à 90° dans la position de référence du cycliste, le genou du piéton est en quasi complète extension. Les structures anatomiques de l'articulation sont différemment positionnées et le genou n'offre pas la même protection à l'impact.
- **la position de la victime** : entre une personne arc-boutée sur sa bicyclette et un piéton en position de marche, la localisation du centre de gravité et la répartition de la masse corporelle sont bien différentes. Elles peuvent induire des écarts dans la cinématique et ainsi dans les mécanismes de blessure.
- **la présence ou non de la bicyclette** : dans l'impact cycliste, la bicyclette jouait un rôle important dans la retenue de la jambe impactée. Supprimer, dans le cas du piéton, un élément d'interaction avec le membre pelvien conduit à des changements importants sur les résultats de l'impact.

Entre les impacts cycliste et piéton, l'ensemble de ces différences induit des écarts significatifs sur la cinématique observée, les niveaux de sollicitations des structures et les mécanismes lésionnels. Pour analyser ces facteurs dans le cas du piéton, la méthodologie, déjà présentée et développée pour le cycliste, a été suivie. Au-delà de la comparaison avec l'impact cycliste, cette étude sur le membre pelvien du piéton nous permettra de conclure sur les mécanismes de blessure et les seuils lésionnels rencontrés par cet usager vulnérable lors d'un impact latéral.

1. Modélisation de l'impact piéton

1.1. Modèle Éléments Finis piéton

Le modèle LLMS a évidemment été utilisé dans la simulation. Pour constituer le modèle du piéton, le couplage entre le modèle LLMS et le mannequin Hybrid III rigide a été conservé.

Pour définir la position pré-impact du piéton, nous nous sommes basés sur une configuration expérimentale. Grâce au positionneur M-CRASH de Radioss, le modèle de piéton a été défini en position de marche avec la jambe droite (côté impact) légèrement avancée par rapport à la jambe controlatérale, plus en retrait. La position initiale est montrée sur la figure 38 avec les angles définis entre certains points particuliers (centres d'articulations ou de segments corporels).

Le membre pelvien du côté de l'impact est en extension. Le modèle LLMS a donc été conservé dans sa position de référence – avant la flexion du genou simulée dans le *chapitre IV* –, tel qu'il a été utilisé et validé dans des études antérieures (Arnoux 2002, 2004 & 2005).

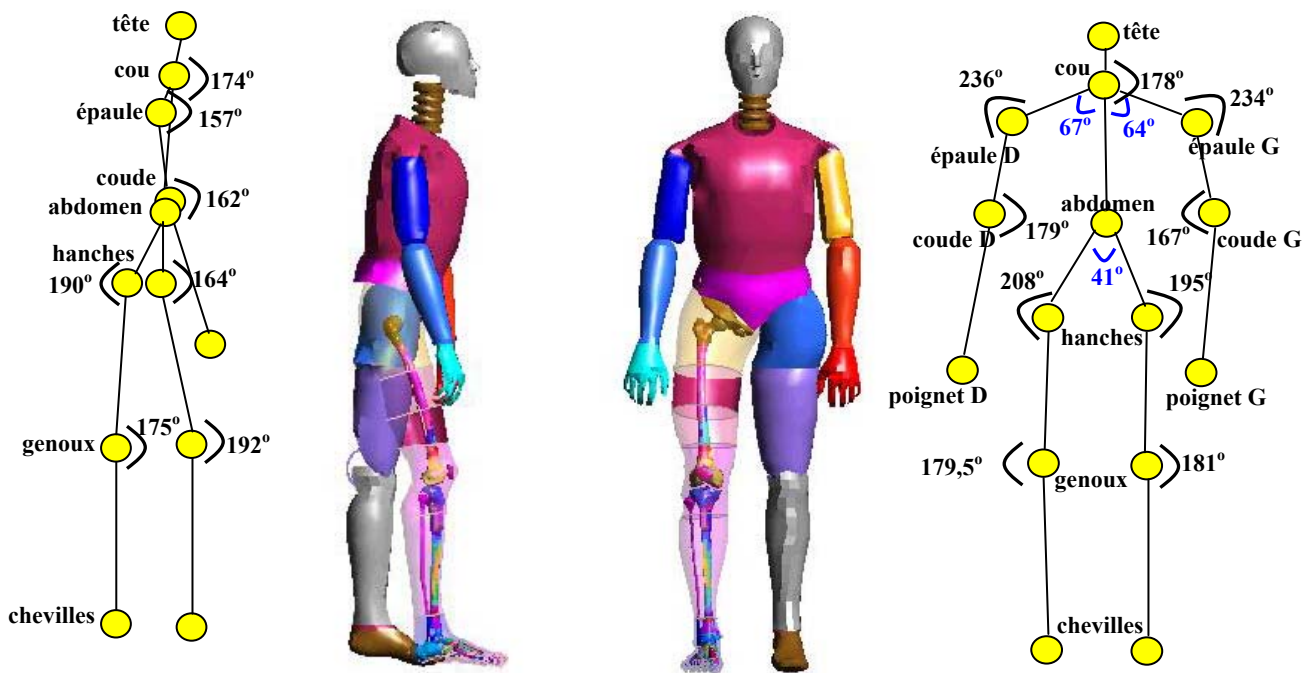


Figure 38 : Position pré-impact du piéton en vues latérale (à gauche) et frontale (à droite) avec les angles des segments corporels

Le modèle de véhicule réalisé pour la simulation de l'impact cycliste a été utilisé (les caractéristiques géométriques et matériau sont présentées dans les tableaux 26 et 27 respectivement).

1.2 Conditions de simulation et méthode d'analyse

Nous avons reproduit les conditions d'impact présentées précédemment pour le cycliste. La voiture a donc une vitesse de 32 km/h. Nous considérons que la voiture freine dès l'instant où se produit le premier impact. Le freinage est pris en compte par la géométrie de la voiture (avant plus bas dû à l'assiette de freinage) et une décélération de 0,8 g. Le véhicule n'est pas placé directement en contact avec le piéton. Les dix millisecondes précédant l'impact servent à conforter la position du piéton. En particulier, la gravité qui s'applique au modèle permet de bien assurer le contact entre les pieds du piéton et le sol. L'interface qui gère le contact a été définie avec un coefficient de frottement (de Coulomb) égal à 0,7 (valeur déjà utilisée dans des études antérieures (Ishikawa 1993, Howard 2000, Koch 2002)).

Nous reprendrons la méthode d'analyse présentée et utilisée pour l'impact cycliste. La cinématique globale du piéton ainsi que les niveaux d'accélération contribueront à vérifier l'adéquation du modèle à ce type d'impact. Les cinématiques articulaires permettront de constater les mécanismes de blessure se produisant sur le membre pelvien (en extension) heurté latéralement. Le bilan lésionnel sera réalisé grâce aux niveaux de contraintes des structures osseuses et de déformations des ligaments. Les mécanismes de blessure seront quantifiés par le cisaillement et la flexion latérale mesurés sur le genou. Des critères lésionnels relatifs à ces deux mécanismes seront finalement évalués pour cette configuration d'impact.

2. Résultats de la simulation

Les simulations, réalisées à nouveau avec le logiciel Radioss, ont été effectuées sur station Unix Sun Blade 100 (processeur Sparc, RAM 512 Mo) et sur station Linux Workstation 6000 (Processeur Xeon 2,8 GHz, RAM 1 Go). Le pas de temps fut de 6.10^{-4} ms. Comme pour les simulations précédentes, une attention particulière est accordée à l'énergie d'hourglass qui doit rester dans des proportions raisonnables. Pour apprécier la cinématique, la simulation est conduite sur 200 ms. Sur cette durée, l'énergie d'hourglass n'excède pas 0,5 % de l'énergie totale.

2.1. Cinématique globale du piéton

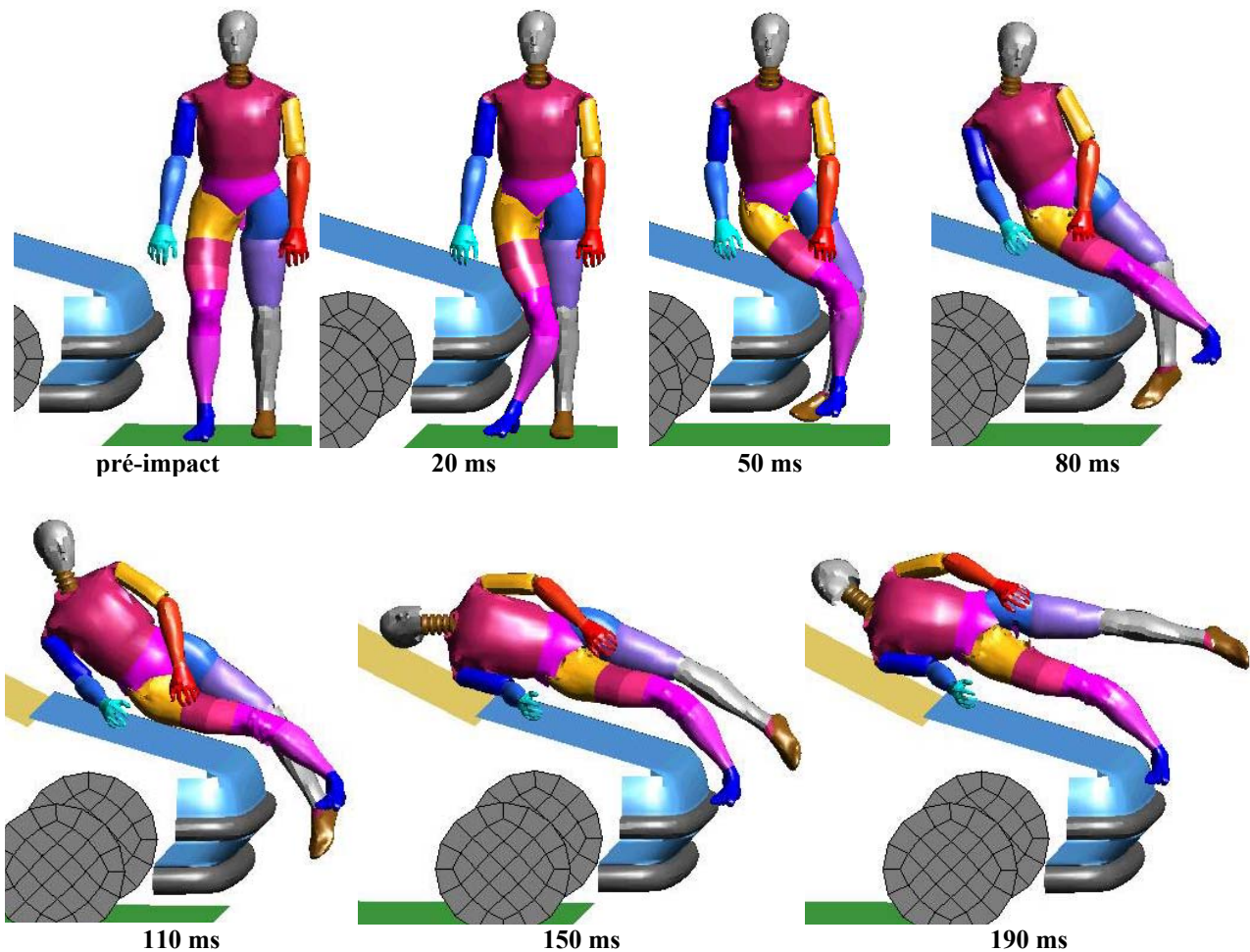


Figure 39 : Cinématique globale du piéton présentant les principales étapes de l'impact

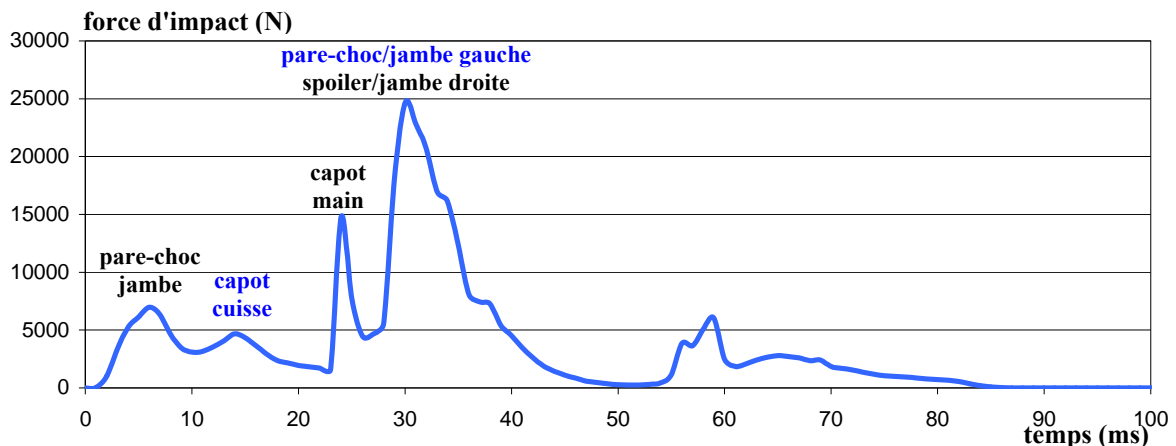
Dans le cas de l'impact latéral du piéton, cas le plus fréquent lors des accidents réels (Chidester 2001), la cinématique présente des étapes caractéristiques. Ravani a montré que la cinématique la plus courante survient lorsque le piéton est heurté au-dessous de son centre de gravité et que le véhicule freine. La trajectoire induite est dite "enroulée" puisque le piéton se courbe autour de l'avant du véhicule, avant de heurter le capot avec le bassin puis le pare-brise avec la tête, l'épaule et/ou le bras. Ces impacts se produisent en moyenne à 30 km/h (Ravani 1981).

Dans la simulation, nous retrouvons ces différentes caractéristiques (impact sous le centre de gravité du piéton, véhicule qui freine, vitesse : 32 km/h). La cinématique globale du piéton est montrée sur la figure 39. Comme attendu, nous retrouvons une trajectoire de type "enroulée". Le pare-choc vient heurter le membre pelvien du piéton, juste au-dessous du genou. Les jambes sont projetées dans la direction d'impact tandis que le haut du corps est entraîné dans un mouvement de rotation en direction

de la voiture. Le haut de la cuisse vient en contact avec le capot puis la tête du piéton heurte le pare-brise. La cinématique est donc cohérente avec la configuration d'impact. Le modèle LLMS, couplé au mannequin Hybrid III, apparaît bien adapté à l'étude de l'impact piéton.

2.2. Force d'impact

L'évolution temporelle de la force d'impact sur le piéton est montrée sur le graphe 18. Le premier impact entre le pare-choc et la jambe (partie haute) crée un premier pic de force atteignant 7 000 N (6 ms). Le contact entre le bord d'attaque du capot et la cuisse s'amorce à partir de 14 ms (4 700 N). Deux pics de force particulièrement importants peuvent être observés sur le graphe 18. Ils correspondent à des impacts de la voiture sur la main et la jambe gauche du piéton. Ces segments corporels (du mannequin Hybrid III) sont définis en corps rigides. C'est ce qui explique les hauts niveaux de force mesurés. Simultanément à l'impact sur le membre pelvien rigide du mannequin, la jambe droite (modèle LLMS) est heurtée par le spoiler de la voiture. Un pic de force est également visible à 59 ms. Il se produit lorsque le pare-choc heurte à nouveau (légèrement) la jambe rigide de l'Hybrid III. Néanmoins, les principaux impacts de la voiture sur le membre pelvien droit (modèle LLMS) se produisent à 6 et 14 ms.

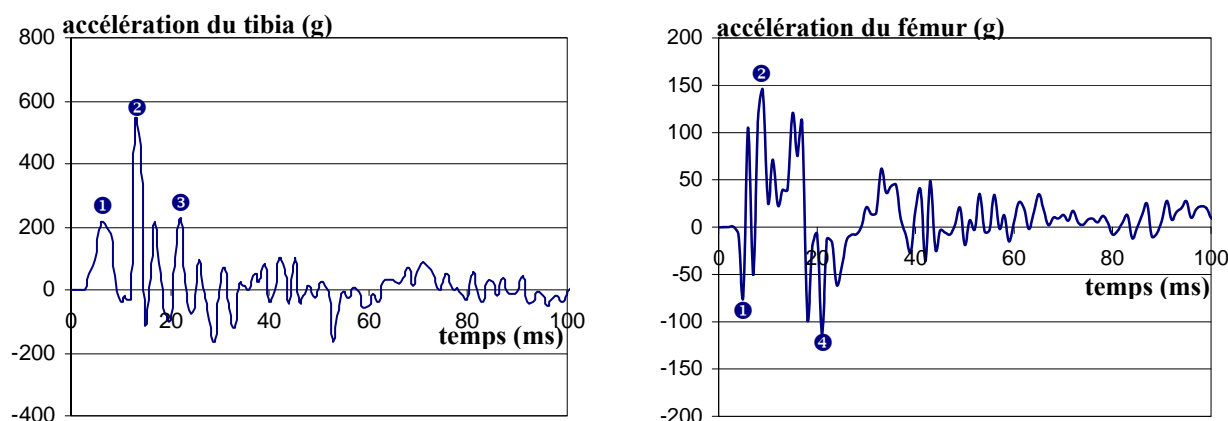


Graphie 18 : Évolution temporelle de la force d'impact du véhicule sur le piéton et impacts correspondants

2.3. Niveaux d'accélération du tibia et du fémur

Des accéléromètres ont été placés sur les métaphyses proximales du tibia et du fémur. Les accélérations mesurées dans la direction d'impact sont données sur le graphe 19, elles peuvent ainsi être comparées aux niveaux d'accélération obtenus avec le cycliste.

Sur le tibia, le premier pic est créé par l'impact du pare-choc (❶). Du fait de la localisation de cet impact (sous le genou) et de la flexion valgus induite, la valeur d'accélération dépasse 200 g. Un pic particulièrement important (plus de 500 g) est relevée sur le tibia, simultanément à l'impact du capot sur la cuisse (❷). Il est apparemment lié à la fracture de la métaphyse proximale, très proche de la position de l'accéléromètre, qui survient à cet instant. Notons que le pic qui survient juste après (217 g) se produit lors de la fracture de la malléole interne. Un nouvel extremum est observé lorsque le spoiler de la voiture entre en contact avec le bas de la jambe (❸). Quant au fémur, les premiers impacts créent des pics d'accélération importants. En particulier, lors de l'impact du capot sur la cuisse, l'accélération du fémur atteint 120 g. Des pics, d'amplitudes négatives (autour de 100 g), sont générés lors du contact entre la jambe droite (modèle LLMS) et la jambe gauche rigide (❹).



Graph 19 : Évolutions temporelles des accélérations pour le tibia et le fémur

Comparés à ceux relevés pour l'impact cycliste, les niveaux d'accélération du piéton montent des amplitudes plus importantes. Du fait de la position initiale du piéton, l'impact du pare-choc se produit plus haut sur la jambe. Les impacts primaires surviennent à proximité des accéléromètres, en particulier de celui du tibia. Les valeurs mesurées sont ainsi plus importantes. Le cycliste était assis sur une selle, l'interaction avec la bicyclette entravait le mouvement de la cuisse. Dans le cas du piéton, la cinématique de la cuisse n'est dépendante que des impacts avec la voiture. Les accélérations maximales du fémur restent inférieures à 150 g.

2.4. Cinématique des articulations

Lors d'un impact latéral sur le membre pelvien en extension, les deux principaux mécanismes de blessure sont le cisaillement et la flexion valgus (Kajzer 1990 & 1993). Afin d'examiner les mouvements articulaires consécutifs aux impacts, la cinématique du membre pelvien est présentée sur la figure 40.

Lors du premier impact (pare-choc), la partie proximale du tibia est propulsée dans la direction d'impact. Le pied, chargé par le poids du corps, est d'abord lié au sol par les forces de frottement. La déflexion du haut du tibia tandis que le pied reste en contact avec le sol sollicite la cheville en supination. La lésion osseuse commune de cette articulation en supination est la fracture de la malléole médiale (Terensiński 2001a).

Quant au genou, l'impact du pare-choc juste au-dessous de l'articulation provoque du cisaillement (déplacement latéro-médial du tibia relativement au fémur). La partie proximale du tibia se déplace dans la direction d'impact alors que le pied reste en arrière. Cette trajectoire particulière est due à la laxité articulaire – qu'on entend ici comme la possibilité du genou à se fléchir latéralement par la déformation des tissus mous –, aux frottements au sol et aux effets d'inertie de la jambe.

L'articulation est donc sollicitée en flexion valgus. Cette flexion est amplifiée lorsque la cuisse est entraînée par le haut du corps dans un mouvement de rotation en direction du capot. Les deux mécanismes classiquement observés lors d'un impact latéral piéton (cisaillement et flexion valgus) sont parfaitement simulés avec le modèle LLMS. Les blessures communes du genou en cisaillement sont, nous l'avons déjà signalé, la fracture de l'épine intercondylienne tibiale et la rupture du LCA (Kajzer 1997, Kerrigan 2003). En flexion valgus, il s'agit de l'avulsion du LCM (et parfois celle du LCP) ainsi que la fracture du condyle latéral tibial (Terensiński, 2001b). Ces observations vont être corroborées par le bilan lésionnel grâce aux niveaux de contraintes sur les structures osseuses et de déformation pour les ligaments du genou.

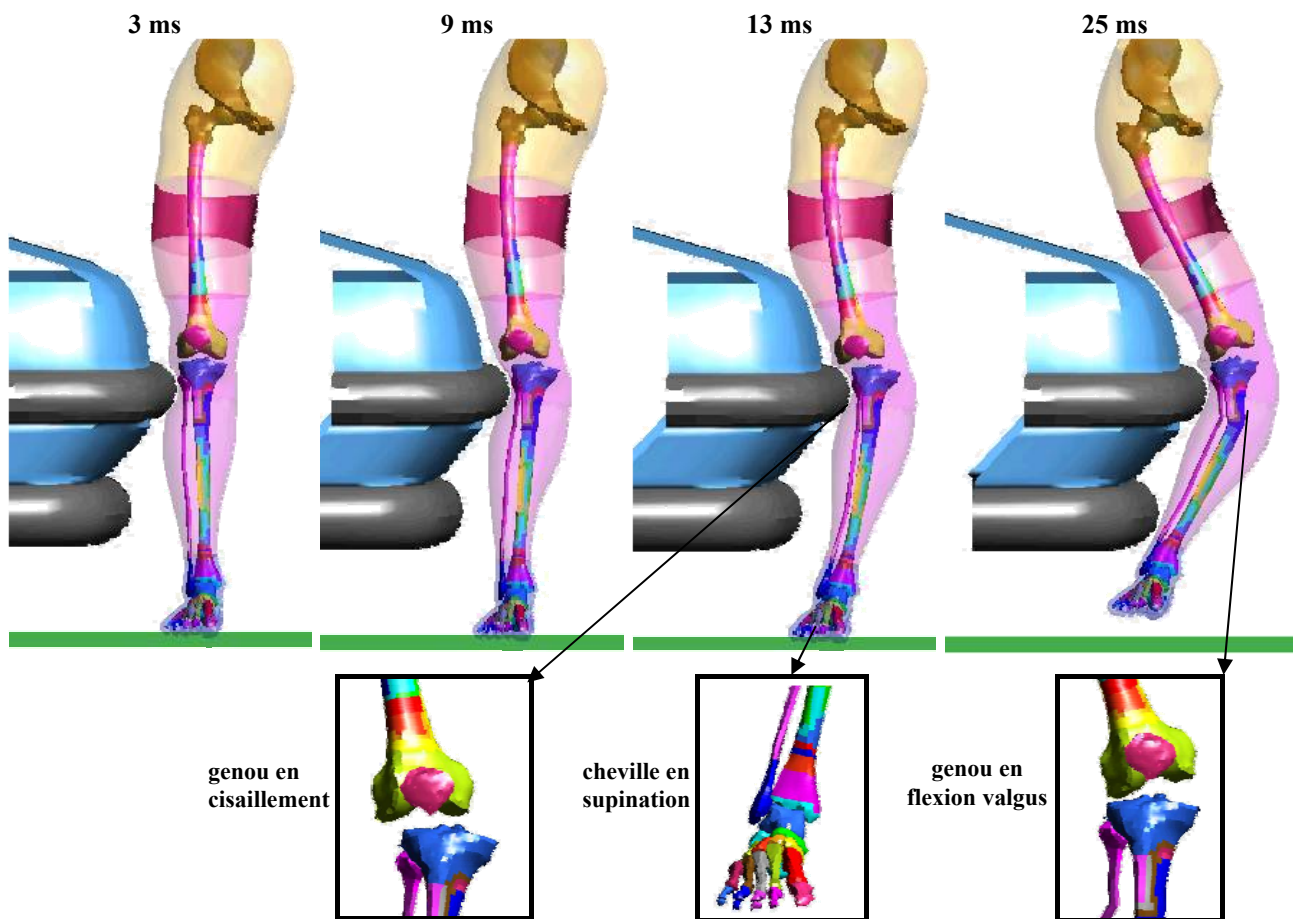
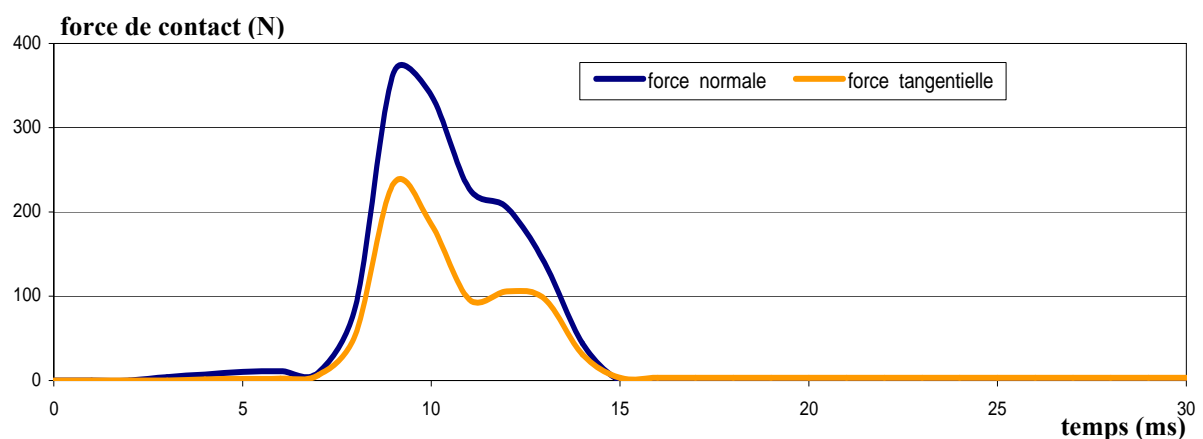


Figure 40 : Cinématique du membre pelvien heurté par la voiture et de ses articulations (cheville et genou)

La cinématique particulière de la jambe (et des articulations) est due en partie aux frottements du pied sur le sol. Scindés en composantes tangentielle et normale, les efforts mesurés entre le pied et le sol sont présentés sur le graphe 20. L'évolution des efforts se fait en deux étapes. Après le premier choc du pare-choc, la partie distale de la jambe subit l'impact et est déviée. Le pied reste relativement immobile et les forces au sol sont faibles (0-7 ms). Ensuite, le pied glisse sur le sol en y étant maintenu en contact. Les forces deviennent alors significatives (8-15 ms). La force maximale tangentielle atteint 2/3 du pic de force normale. Durant cet intervalle de temps, les frottements jouent donc un rôle important sur la trajectoire de la jambe. À partir de 15 ms, le contact du pied au sol est rompu et les forces deviennent nulles.



Graphe 20 : Composantes normale et tangentielle des efforts entre le sol et le pied du piéton

Les frottements du pied sur le sol se produisent pendant un intervalle de temps de 8 ms. Ils influencent la cinématique de la jambe et provoquent, combinés à d'autres facteurs, la flexion valgus relevée sur le genou. Ils seront mis en parallèle avec l'apparition du cisaillement dans l'articulation (cf. paragraphe 2.7.).

2.5. Contraintes sur les structures osseuses

Lors des accidents piétons, le tibia, suivi de la fibula et du fémur, sont les structures osseuses les plus vulnérables (ONISR 2002). La répartition des contraintes Von Mises, utilisées comme critère pour évaluer les lésions osseuses, est présentée sur la figure 41. Nous rappelons que les seuils lésionnels des os sont évalués, pour la fibula, à 125 MPa sur la partie proximale et à 100 MPa sur la diaphyse et la partie distale, pour le tibia à 110 MPa sur les épiphyses et à 130 MPa sur la diaphyse et les métaphyses et, pour le fémur, à 125 MPa sur l'ensemble de l'os (Arnoux 2002). L'échelle des contraintes sur la figure 41 a volontairement été définie entre 0 et 100 MPa – bien que des contraintes supérieures soient enregistrées sur les os – de manière à accentuer les contrastes et à améliorer la lisibilité de la figure.

L'impact du pare-choc sur le haut de la jambe charge les épiphyses tibiale et fibulaire. Ces dernières présentent des niveaux de contraintes très importants du fait de la force directe d'impact. Sur le condyle latéral tibial, les contraintes dépassent le seuil lésionnel et une fracture se produit (4 ms). Suivant la cinématique présentée précédemment, le tibia et la fibula travaillent en flexion : la partie latérale est chargée en compression et la partie médiale en traction. De ce fait, des contraintes élevées apparaissent sur les métaphyses proximales et les diaphyses. Elles dépassent le seuil lésionnel induisant une double fracture du tibia et de la fibula (13-14 ms).

Comme le pied reste en contact avec le sol (forces de frottement et inertie de la jambe) pendant la déflexion du tibia, la malléole se trouve chargée en traction sur la partie latérale (jusqu'à 95 MPa) et en compression sur la partie médiale. Les contraintes sont si importantes qu'elles finissent par excéder le seuil lésionnel sur la malléole médiale conduisant à une fracture. Notons également que l'impact du spoiler sur la jambe induit des contraintes importantes sur les os.

Quant au fémur, les contraintes restent à des niveaux faibles durant les dix premières millisecondes. Elles augmentent lorsque le mouvement de rotation du haut du corps s'amorce. Le col du fémur présente en particulier des niveaux élevés (101 MPa à 11 ms). Lorsque le genou est plaqué contre le capot tandis que le piéton s'enroule sur l'avant du véhicule, les contraintes sur le fémur sont élevées. Elles atteignent 103 MPa et 124 MPa sur la diaphyse et la métaphyse proximale respectivement. Les contraintes restent cependant en deçà du seuil lésionnel, aucune fracture ne se produit sur le fémur.

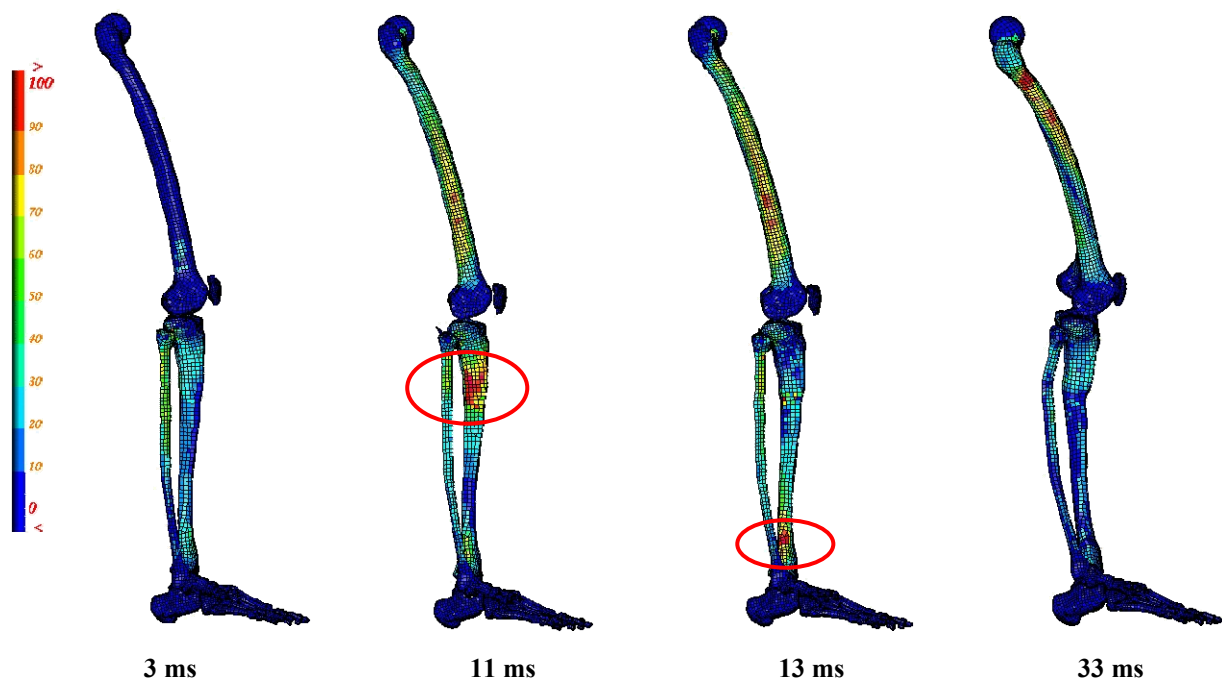


Figure 41 : Répartition des critères VM sur les os longs du membre pelvien. Les zones où se produisent les fractures sont cerclées de rouge.

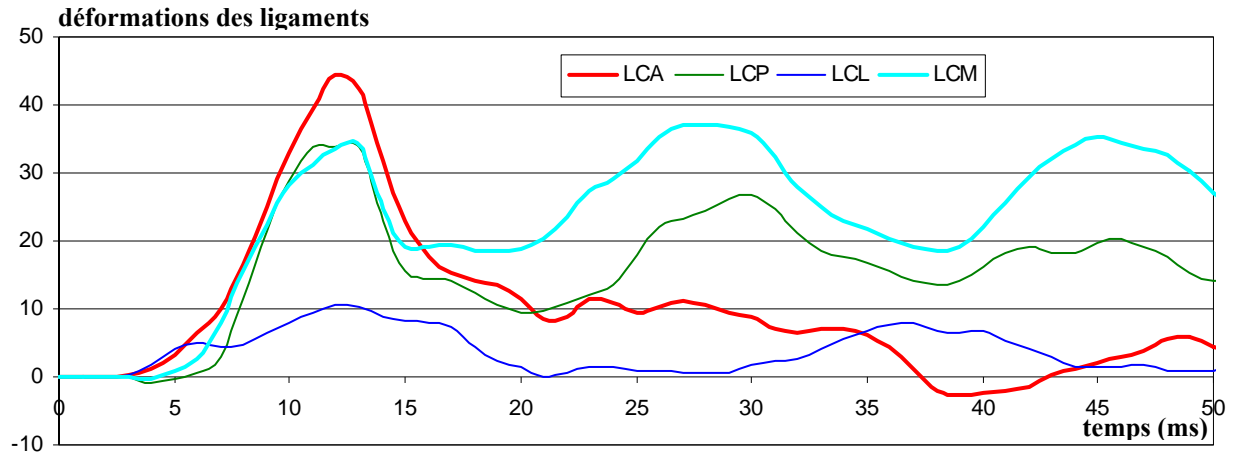
Suivant les niveaux de contraintes relevées pour les os longs du membre pelvien, le bilan lésionnel (des structures osseuses) comprend une fracture (simple) du condyle latéral du tibia, une double fracture (transverse) des diaphyses du tibia et de la fibula et une fracture de la malléole médiale. Les contraintes maximales mesurées sur les zones osseuses les plus sollicitées sont résumées dans le tableau suivant. Des contraintes supérieures au seuil (lésionnel) indiquent qu'une fracture s'est produite.

os longs	tibia				fibula			fémur		
segments osseux	<i>malléole médiale</i>	<i>diaphyse</i>	<i>méta. prox.</i>	<i>condyle latéral</i>	<i>malléole latérale</i>	<i>diaphyse</i>	<i>col/tête.</i>	<i>col</i>	<i>méta. prox.</i>	<i>diaphyse</i>
contraintes VM (MPa)	> seuil	> seuil	112	> seuil	97	> seuil	124	123	124	103

Tableau 39 : Contraintes maximales VM sur les zones les plus sollicitées des os longs du membre pelvien
méta. : métaphyse prox. : proximale

2.6. Déformations des ligaments

Nous avons mesuré les déformations des principaux ligaments du genou en post-traitant les élongations obtenues sur des ressorts disposés le long des axes ligamentaires. Ces déformations sont présentées sur le graphe 21.



Graph 21 : Déformations des principaux ligaments du genou

L'impact direct du pare-choc sous le genou provoque du cisaillement dans l'articulation. Ce sont principalement les ligaments croisés et, dans une moindre mesure, le LCM, qui sont sollicités. La flexion valgus renforce l'allongement du LCM qui présente alors des niveaux de déformation élevés. Ces trois ligaments montrent donc une augmentation rapide de leur déformation dans les 12 millisecondes suivant le premier impact.

Une étude antérieure de l'impact piéton a établi les critères lésionnels en déformation pour les ligaments du genou. Ils ont été évalués à 28 % pour les ligaments collatéraux et 22 % pour les croisés (Arnoux 2004 & 2005). Ces seuils sont appliqués tels quels à notre simulation pour laquelle le membre pelvien est dans la même position initiale (en extension) que dans l'étude de Arnoux et al. En appliquant ces critères lésionnels, le premier dommage ligamentaire se produit sur le LCA (entre 8 et 9 ms). La lésion du LCM survient immédiatement après ainsi que celle du LCP. Nous nous sommes intéressé à la déformation globale des ligaments sans considérer les déformations locales qui peuvent survenir en des lieux particuliers de la structure – telles les insertions osseuses qui, lors de lésions ligamentaires, sont fréquemment touchées (Arnoux 2000, Subit 2004) –. Parce que nous avons fait le choix d'étudier le ligament dans son ensemble, alors que le champ de déformation sur celui-ci n'est sans doute pas homogène, les critères en déformation utilisés correspondent à la rupture totale du ligament plutôt qu'à un endommagement local.

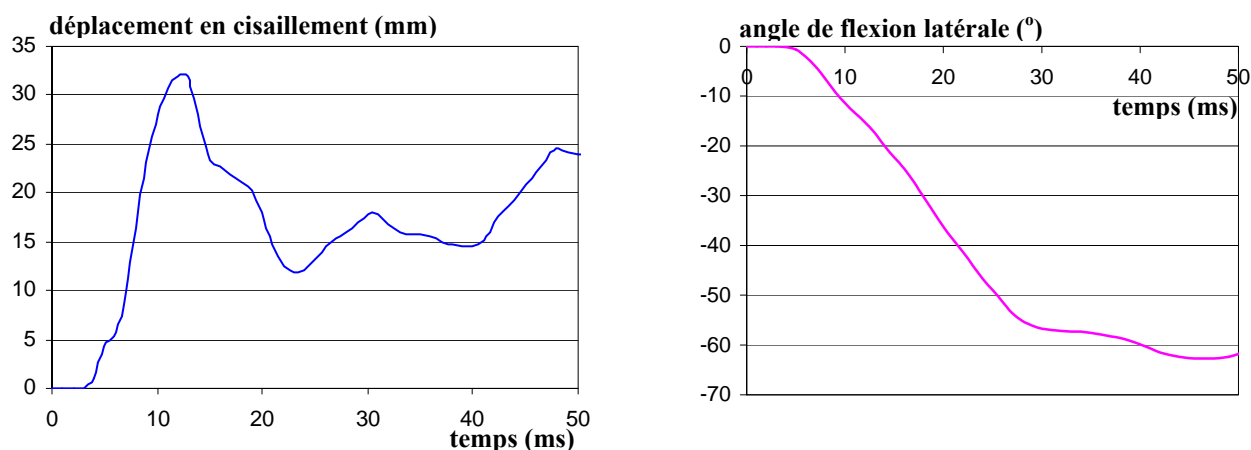
2.7. Critères lésionnels en cisaillement et flexion latérale

Grâce à des points particuliers des axes tibiaux et fémoraux (cf. *Annexe 6*), le déplacement en cisaillement et l'angle de flexion valgus ont été mesurés et sont présentés sur le graphe 22. Suivant la convention établie dans les parties précédentes, les angles de flexion latérale sont positifs en varus et négatifs en valgus.

Le cisaillement présente des niveaux très élevés dans les premiers instants suivant le choc initial. Ce pic est provoqué par l'impact du pare-choc juste au-dessous du genou, lieu d'impact très favorable au cisaillement. En plus de la déformation des tissus articulaires et de l'inertie de la jambe, le pied reste d'abord en arrière (tandis que la jambe est déviée) à cause des frottements au sol. Cette cinématique est également responsable du cisaillement créé dans le genou. Nous remarquons d'ailleurs que ce cisaillement croît lorsque les forces de contact entre le sol et le pied du piéton (cf. graphe 22) sont importantes (le pied, au sol, est en retrait par rapport à la jambe). Lorsque ce contact est quasiment rompu (12-15 ms), le cisaillement amorce une décroissance. Au contraire, la flexion valgus est faible durant les dix premières millisecondes. Elle augmente ensuite jusqu'à atteindre des valeurs très importantes. Ces valeurs, peu réalistes après 20 ms, sont dues à la fracture du tibia qui scinde l'axe tibial. La partie distale et la partie proximale présentent deux orientations différentes (cf. image 4 de la

figure 40). Comme la flexion valgus est mesurée en utilisant cet axe, la scission altère les valeurs en flexion valgus. Néanmoins, cette fracture et les écarts qui en résultent se produisent après les dommages ligamentaires évalués suivant les critères en déformation. La rupture des ligaments n'est pas modélisée dans la simulation, les observations données après la première blessure ligamentaire sont donc à mettre en parallèle avec les résultats des autres simulations (conditions de modélisation identiques) plutôt que d'être de considérer en soi.

Au temps où survient la première blessure ligamentaire, le **déplacement en cisaillement vaut 20,5 mm et l'angle de flexion latérale 8°**. Ces valeurs montrent que le mécanisme dominant pour la rupture du LCA a été le cisaillement. Lors d'expérimentations, des auteurs ont mesuré le déplacement en cisaillement conduisant à la blessure ligamentaire. Ramet et al., en quasi-statique, ont trouvé une valeur de 16 mm (Ramet 1995), Van Rooij et al. l'ont évaluée à 15 mm (Van Rooij 2003). Kajzer et al. ont mesuré un déplacement en cisaillement de 16 mm à 20 km/h et de 23 mm à 40 km/h (Kajzer 1997 & 1999). Dans notre simulation, la vitesse d'impact fut de 32 km/h. Le déplacement en cisaillement correspondant à la première blessure ligamentaire semble cohérent avec les seuils obtenus par ces auteurs. L'angle est trop faible pour supposer que la flexion valgus soit responsable de la lésion ligamentaire. Nous avons vu lors de l'impact cycliste que les deux mécanismes de blessure (flexion et cisaillement) ne sont pas indépendants. En sollicitant les ligaments (particulièrement le LCM), la flexion valgus a influencé le seuil lésionnel en cisaillement. Avec le modèle Éléments Finis LLMS, une étude antérieure avait estimé le déplacement et l'angle lésionnels à 15 mm et 16° en cisaillement et en flexion purs respectivement (Arnoux 2004). Une combinaison de ces deux mécanismes conduit à une modification des valeurs lésionnelles. De nouvelles configurations d'impacts piétons vont être simulées. Ces critères en flexion et en cisaillement serviront de référence à l'étude lésionnelle menée dans chacune des simulations suivantes.



Graph 22 : Déplacement en cisaillement et angle de flexion varus mesurés pour l'articulation du genou (côté impact)

2.8. Bilan

Dans sa position initiale, le piéton est en appui sur le membre pelvien. Lorsque le pare-choc heurte la jambe, le pied, dévié par l'impact, subit des frottements au sol. La cheville se trouve donc sollicitée en supination. La lésion osseuse commune à ce type de sollicitation est la fracture de la malléole médiale (Terensiński 2001a). En étudiant les contraintes sur les malléoles, nous constatons qu'elles sont fortement chargées. Une fracture apparaît d'ailleurs sur la malléole médiale. La cinématique articulaire et les niveaux de contraintes sont donc en adéquation pour la cheville.

Au niveau du genou, les deux mécanismes de blessure principaux sont le cisaillement et la flexion lors des impacts du piéton (Kajzer 1997). La cinématique enregistrée dans la simulation montre que le genou est effectivement sollicité en cisaillement – du fait de l'impact du pare-choc au-dessous du

genou – puis en flexion – suite à l'impact et au mouvement de rotation du piéton –. En ce qui concerne les lésions osseuses, une fracture du tibia et de la fibula (fractures transverses) et une fracture du condyle latéral tibial (fracture simple) se produisent. Il s'agit de lésions très fréquentes causées par les forces directes consécutives à l'impact et aux concentrations de contraintes engendrées (Kajzer 1990 & 1997). Les mécanismes de blessure caractéristiques de l'impact piéton ont été convenablement simulés par le modèle Éléments Finis. Les lésions osseuses sont conformes à la configuration d'impact. D'un point de vue qualitatif, la simulation apparaît validée au regard de ces éléments.

Les déformations mesurées sur les ligaments du genou montrent que, conformément aux mécanismes de blessure observés, le LCM et les ligaments croisés sont fortement sollicités. Les niveaux de déformation excèdent les seuils lésionnels conduisant à la rupture présumée de ces ligaments. La rupture du LCA est une lésion très fréquente du genou en cisaillement tandis que celle du LCM est commune en flexion valgus (Kajzer 1997). La rupture du LCP est plus rare, elle est néanmoins observée dans 20 % des cas lors des essais en flexion de Kajzer et al. (*ibid.*). Les lésions ligamentaires obtenues sont donc conformes à notre situation d'impact et aux mécanismes lésionnels que nous avons eu l'occasion d'observer. D'un point de vue lésionnel, la réponse du modèle Éléments Finis du membre pelvien apparaît tout à fait conforme à l'impact piéton.

Afin de quantifier le cisaillement et la flexion valgus, le déplacement et l'angle du tibia relativement au fémur ont été mesurés. En se basant sur le temps d'apparition de la première blessure ligamentaire, le déplacement en cisaillement correspondant est de 20,5 mm et l'angle de flexion de 8°. Le cisaillement est le mécanisme de blessure prépondérant dans les premiers instants de l'impact lorsque les ligaments sont endommagés. La valeur obtenue est cohérente avec les valeurs expérimentales données dans la littérature (entre 15 et 24 mm). Nos critères lésionnels ont été obtenus pour une vitesse et une géométrie de véhicule données. L'intérêt de cette étude réside dans la conduite de nouvelles simulations pour lesquelles ces paramètres vont être modifiés. Nous analyserons ainsi l'influence de la vitesse et de la géométrie du véhicule sur la réponse du membre pelvien. Les simulations montreront comment les mécanismes de blessure peuvent évoluer en fonction des caractéristiques de l'impact.

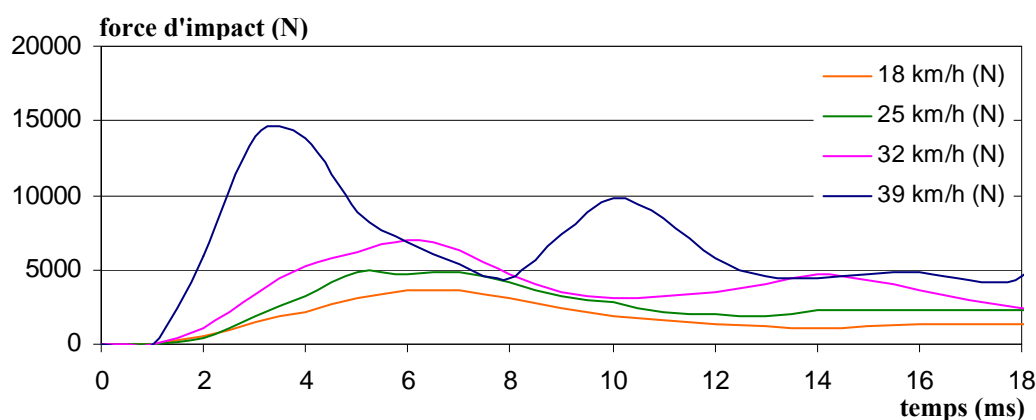
3. Étude paramétrique de l'impact piéton

3.1. Influence de la vitesse d'impact

Lors des accidents piétons, la vitesse du véhicule est l'un des facteurs les plus influents sur le déroulement de l'impact (Ravani 1981, Yang 1993, Yang 1997, Howard 2000, Liu 2002). Nous avons déjà eu l'occasion de signaler que, pour l'usager vulnérable, des vitesses d'impact inférieures à 20 km/h conduisent en général à des blessures légères et des vitesses supérieures à 45 km/h à des blessures mortelles. La gravité et les mécanismes de blessure augmentent de façon marquée dans cet intervalle de vitesse (Liu 2002). Comme nous l'avons fait lors de l'impact cycliste, nous avons choisi de tester, en plus de celle précédemment présentée (32 km/h), trois nouvelles vitesses : 18, 24 et 39 km/h. Les différentes simulations se limiteront à l'intervalle de temps pour lequel se produisent les impacts directs de la voiture sur le membre pelvien (50 ms). Sur cette durée, l'énergie d'hourglass n'excède pas 0,13 % de l'énergie totale.

3.1.1. Force d'impact

La vitesse est donc modifiée dans la simulation tandis que tous les autres paramètres de l'impact piéton sont conservés. Si les modifications induites sont si importantes sur la cinématique et les blessures résultantes, c'est, en tout premier lieu, parce que la force d'impact augmente avec la vitesse. Elle est présentée sur le graphe 23 pour chacune des simulations. Nous nous sommes concentré sur les premiers impacts qui n'impliquent que le membre pelvien. Le premier pic est provoqué par l'impact du pare-choc sur la partie haute de la jambe. Plus la vitesse est élevée et plus la force maximale est importante. À 39 km/h, le pic de force se produit très rapidement et avec une amplitude très élevée.



Graphique 23 : Force d'impact (véhicule/piéton) suivant la vitesse initiale de la voiture

3.1.2. Cinématique du membre pelvien

La cinématique dans chacune des simulations présente les étapes caractéristiques de l'impact piéton. Le pare-choc de la voiture vient heurter la jambe, au-dessous du genou. Le déplacement latéro-médial du tibia relativement au fémur crée du cisaillement dans l'articulation. Par l'action combinée de la force d'impact sur le tibia et des forces de frottement sur le pied, la jambe est soumise à la flexion valgus. Le piéton, heurté sous son centre de gravité, est entraîné dans un mouvement de rotation en direction de la voiture. Les directions contraires du haut du corps et de la voiture conduisent à un impact entre le bord d'attaque du capot et la cuisse du piéton.

La cinématique du membre pelvien se distingue néanmoins entre les vitesses plus élevées et les plus faibles. Cette cinématique est montrée sur la figure 42 à 25 et 39 km/h. Du fait de vitesses différentes,

la comparaison n'est pas présentée en fonction du temps mais du déplacement de la voiture. Lorsque la voiture n'a parcouru que 100 ou 160 mm, la cinématique de la jambe paraît très similaire pour les deux vitesses considérées. Ensuite, du fait d'une énergie d'impact plus importante, la jambe est davantage éjectée dans la direction d'impact à 39 km/h. À 25 km/h, elle reste en contact avec le pare-choc, le pied en arrière. Lors du basculement du piéton sur le capot, la cinématique présente à nouveau des formes similaires, quelle que soit la vitesse d'impact.

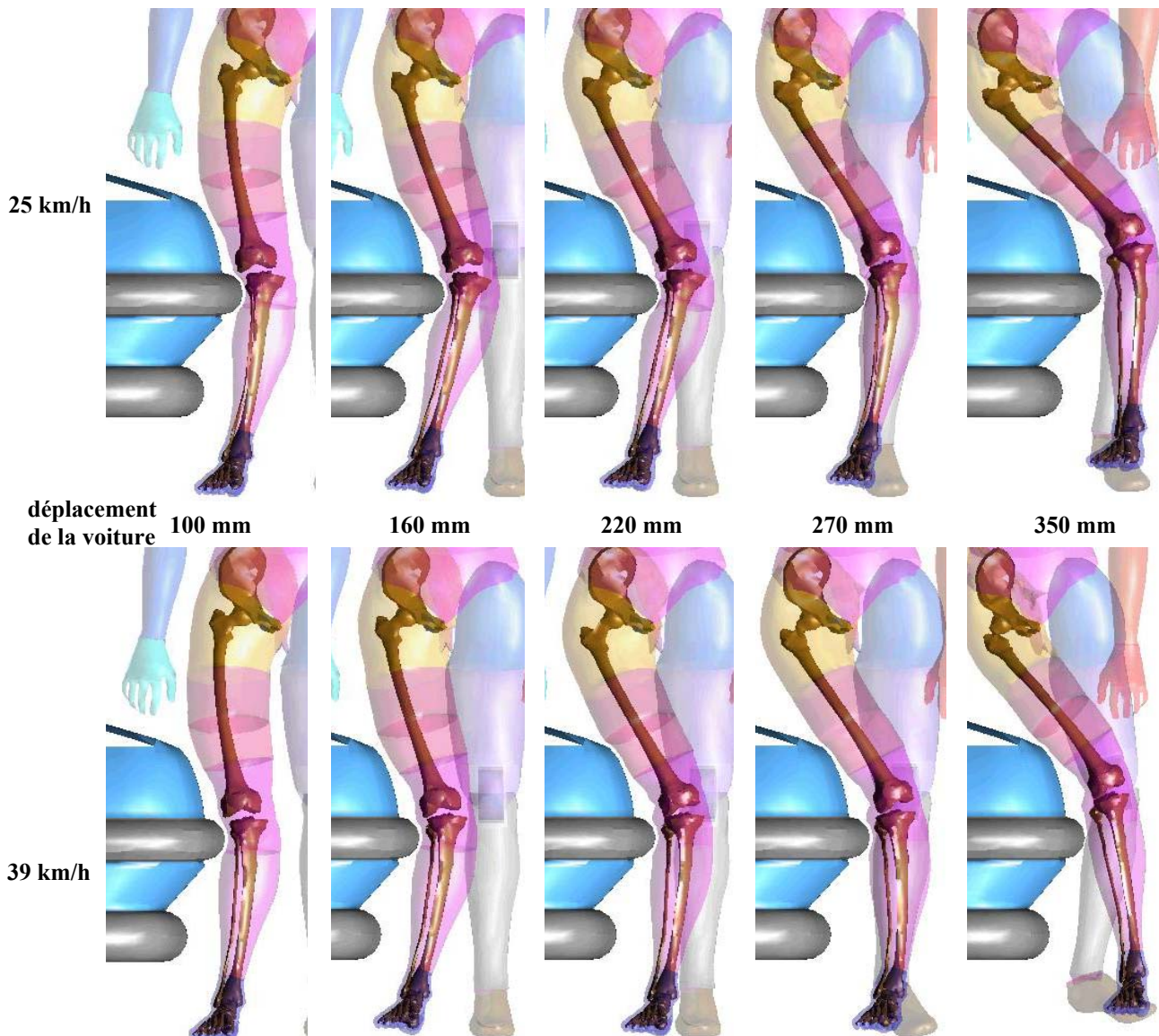


Figure 42 : Cinématiques comparées du membre pelvien à 25 et 39 km/h (vitesse d'impact) suivant le déplacement de la voiture

3.1.3. Niveaux d'accélération

Les niveaux d'accélération sont mesurés et les valeurs maximales correspondant aux impacts subis par le membre pelvien sont présentées dans le tableau suivant. Pour le tibia, la valeur maximale d'accélération se produit quasi-systématiquement (excepté à 32 km/h) lors de l'impact du pare-choc. Le fémur présente des niveaux d'accélération assez faibles, avec une exception notable à 39 km/h, lors de l'impact du capot. Pour les autres vitesses d'impact, les niveaux d'accélération maximaux se produisent lors de l'induction du mouvement de rotation du haut du corps qui entraîne le fémur.

Nous pouvons noter, dans le tableau 40, qu'à trois reprises, les accélérations présentent des extrema particulièrement élevés, supérieurs à 500 g. Ces pics se produisent lorsque une fracture survient à proximité de l'accéléromètre. À 32 km/h (et à 39 km/h respectivement), l'impact du capot (et du pare-choc respectivement) est concomitant à la fracture de la métaphyse proximale du tibia. De même, le pic d'accélération du fémur à 39 km/h se produit lorsque le col du fémur se fracture. L'os, fortement sollicité, cède soudainement, ce qui peut expliquer les niveaux importants d'accélération mesurés dans ces cas-là

vitesses d'impact	niveaux d'accélération			
	impact pare-choc /jambe (g)		impact bord du capot/cuisse (g)	
	tibia	fémur	tibia	fémur
18 km/h	138	- 63	104	29
25 km/h	222	- 103	61	78
32 km/h	215	- 74	540	118
39 km/h	789	- 98	99	538

Tableau 40 : Accélérations maximales du tibia et du fémur lors des principaux impacts suivant la vitesse de la voiture

Nous allons baser l'essentiel de notre analyse sur les mécanismes de blessure agissant sur le membre pelvien du piéton. Ces mécanismes sont connus (cisaillement et flexion) : ils ont été montrés, à 32 km/h, lors des cinématiques articulaires et restent valables, suivant des niveaux différents, pour les autres vitesses d'impact. Nous savons que la force directe d'impact provoque des fractures "de contact" tandis que les mécanismes lésionnels évoqués créent des fractures intra-articulaires (Kajzer 1997). En se basant sur les contraintes Von Mises, les lésions osseuses seront estimées et corrélées à la vitesse d'impact. Les dommages ligamentaires, par le biais des déformations, seront également analysés en fonction de la vitesse d'impact. Son influence sur les amplitudes lésionnelles du déplacement en cisaillement et de l'angle de flexion sera étudiée. Cela nous permettra d'étendre les critères lésionnels en cisaillement et en flexion à de nouvelles configurations.

3.1.4. Étude des lésions

Suivant la répartition des contraintes Von Mises sur les structures osseuses, les zones les plus sollicitées ont été analysées. Les valeurs maximales sont rapportées dans le tableau 41. La vitesse d'impact apparaît comme un facteur prédominant sur les valeurs de contraintes. Elles sont d'autant plus élevées que la vitesse est grande. À 18 km/h, aucune fracture n'a été détectée sur le membre pelvien. Au contraire, à de hautes vitesses, de multiples fractures apparaissent. Nous allons revenir plus en détails sur les zones concernées.

	segment osseux	contraintes 18km/h (MPa)	contraintes 25km/h (MPa)	contraintes 32km/h (MPa)	contraintes 39km/h (MPa)
cheville	<i>malléole médiale</i>	86	> seuil	> seuil	66
	<i>malléole latérale</i>	31	52	97	97
tibia	<i>métaphyse prox.</i>	77	86	112	118
	<i>diaphyse</i>	109	> seuil	> seuil	> seuil
	<i>condyle latéral</i>	83	77	> seuil	> seuil
	<i>éminence intercond.</i>	62	60	97	> seuil
fibula	<i>métaphyse dist.</i>	20	51	97	51
	<i>diaphyse</i>	60	> seuil	> seuil	95
	<i>col/tête</i>	71	79	124	> seuil
fémur	<i>diaphyse</i>	51	71	103	> seuil
	<i>métaphyse prox.</i>	76	110	124	123
	<i>col</i>	95	109	123	> seuil

Tableau 41 : Contraintes maximales sur les structures les plus sollicitées des os longs (des contraintes supérieures aux seuils lésionnels indiquent des dommages osseux)
dist. = distale *prox.* = proximale *intercond.* = intercondylienne

Les régions osseuses subissant les plus hauts niveaux de contraintes sont situées à proximité des articulations. Du fait des phénomènes de flexion agissant sur les os, les métaphyses et parfois même les diaphyses présentent également des niveaux de contraintes élevés. Ces zones sont détaillées ci-dessous, ces constatations sont valables dans la configuration d'impact considérée :

- Les **malléoles médiale et latérale** sont fortement chargées sans être à proximité immédiate du lieu d'impact. Lorsque la partie proximale du tibia est projetée dans la direction d'impact, le pied reste en contact avec le sol à cause des forces de frottement et de l'inertie de la jambe. Sur la cheville, le côté latéral est chargé en traction et le côté médial en compression. Les malléoles présentent alors leur niveau de contraintes le plus important. Les forces compressives sur la malléole médiale sont suffisantes pour créer une fracture à 25 et à 32 km/h. À 39 km/h, la fracture se produit légèrement plus haut sur le tibia. L'impact ne conduit donc pas à une fracture malléolaire mais à une fracture de la métaphyse distale. Les forces en traction sur la malléole latérale créent des contraintes maximales plus faibles. Cette dernière ne présente pas de fracture quelle que soit la vitesse.
- Les **métaphyses distales** du tibia et de la fibula sont chargées suivant le même phénomène que les malléoles (action combinée de la flexion de tibia et de la retenue du pied au sol). Si les métaphyses distales présentent des contraintes maximales importantes, surtout à de hautes vitesses, elles ne montrent de fracture qu'à 39 km/h. En effet, pour des vitesses inférieures, les contraintes relevées sur les métaphyses diminuent dès que des lésions malléolaires apparaissent. À 39 km/h, le seuil est d'abord atteint sur la métaphyse qui se fracture. Une diminution subséquente des contraintes est alors observée sur la malléole.
- Les **diaphyses** du tibia et de la fibula, proches du lieu d'impact du pare-choc, présentent des contraintes élevées. Toujours suivant le même mécanisme, le haut du tibia est dévié dans la direction d'impact beaucoup plus rapidement que le pied. Le tibia et la fibula sont chargés en traction sur la face médiale et en compression sur la face latérale. La fracture de la diaphyse tibiale est, avec celle de la malléole médiale, la lésion osseuse la plus fréquemment observée (pour toutes les vitesses excepté 18 km/h). La fracture de la diaphyse fibulaire n'est apparue qu'à

32 km/h. À 39 km/h se produit d'abord une fracture de la tête de la fibula qui conduit à une diminution des contraintes sur la métaphyse.

- Les **épiphyses proximales** du tibia et de la fibula subissent l'impact direct du pare-choc. Sous l'effet du choc, la tête de la fibula vient heurter le condyle tibial latéral. À partir de 32 km/h, la fracture du condyle tibial se produit. La fracture du col de la fibula est observée à 39 km/h. C'est une des blessures typiques du piéton, par rapport aux autres usagers de la route, puisqu'elle est décrite pour plus d'une victime sur vingt (ONISR 2002b). Pour des vitesses inférieures, les contraintes maximales restent élevées, les épiphyses proximales sont une des zones les plus chargées. Le condyle latéral tibial ainsi que la tête (et le col) de la fibula sont donc parmi les zones les plus vulnérables du membre pelvien du piéton.

- L'**éminence intercondylienne tibiale** est fréquemment endommagée en cisaillement. Lors de l'impact cycliste, ce fut la seule zone qui présentait des lésions à toutes les vitesses. Pour le piéton, les contraintes sont élevées lorsque l'éminence intercondylienne heurte le condyle fémoral médial. Elle ne présente néanmoins des dommages qu'à 39 km/h. Avec le genou en extension, l'éminence paraît donc mieux protégée au regard des lésions.

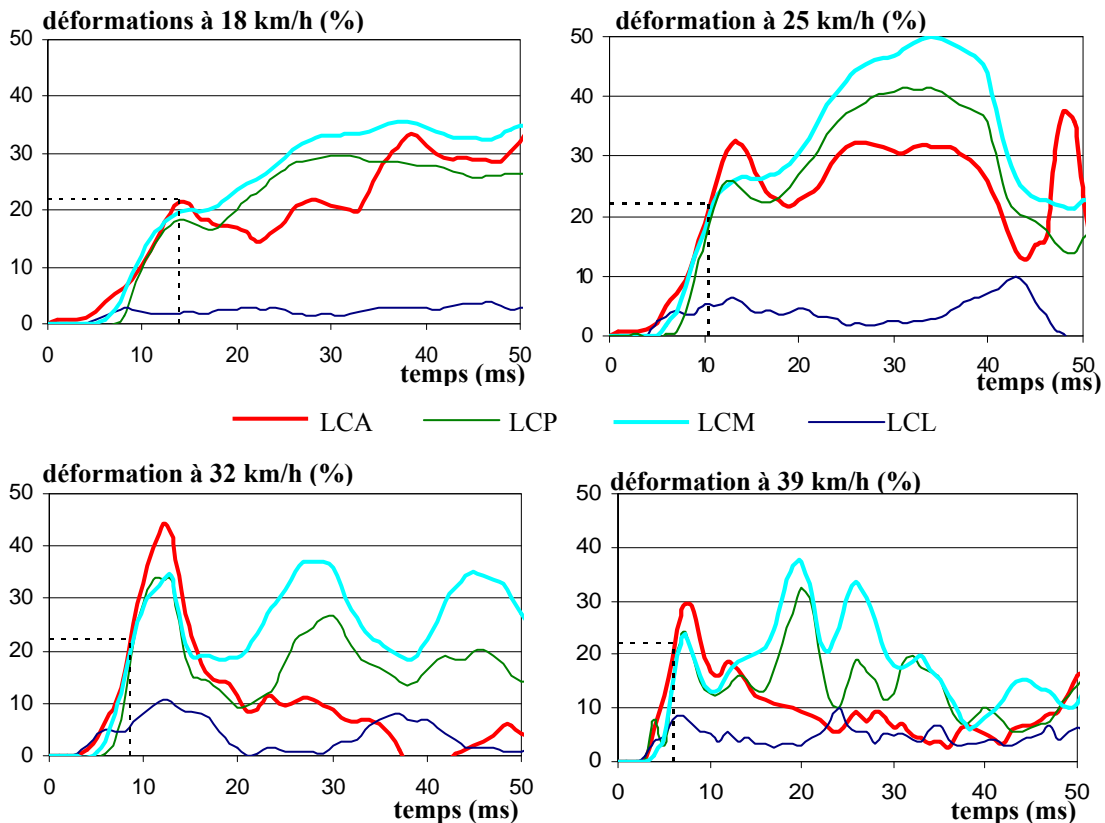
- Les **diaphyses et métaphyses fémorales** présentent des niveaux de contraintes élevés lorsque s'amorce le mouvement de rotation du haut du corps. Le contact de l'extrémité distale contre le pare-choc puis le capot produit un bras de levier sur le fémur. À 39 km/h, une concentration importante de contraintes conduit à une fracture de la diaphyse fémorale.

- Suivant le même mécanisme, le **col du fémur** est fortement sollicité. Proches du seuil lésionnel à 25 et 32 km/h, les contraintes, concentrées sur le col fémoral, provoquent une fracture à 39 km/h. Pour des vitesses élevées, le fémur, et plus particulièrement la partie proximale, est spécialement vulnérable dans cette configuration d'impact.

L'apparition des lésions osseuses s'est révélée fortement dépendante de la vitesse d'impact. Les déformations des ligaments devraient montrer une tendance similaire (Yang 1997). Elles sont présentées, pour chacune des vitesses, sur le graphe 24 (les déformations à 32 km/h sont à nouveau montrées à titre comparatif).

Du fait des mécanismes de blessure, les ligaments croisés et le LCM sont particulièrement sollicités. En se basant sur le premier pic, les déformations maximales sont d'autant plus élevées que la vitesse d'impact est grande (22 % à 18 km/h, 32 % à 25 km/h et 43 % à 32 km/h) sauf à 39 km/h. À cette vitesse, le cisaillement qui charge les ligaments croisés diminue brusquement lorsque les fractures tibiales (haut de la diaphyse) et fibulaires (col) se produisent. Les déformations des ligaments (LCM et LCP) ne reprennent des amplitudes importantes que lorsque la flexion valgus devient significative.

D'après les critères lésionnels en déformations (22 % pour les croisés et 28 % pour les collatéraux), le LCA est le premier ligament, parfois avec le LCP, à être endommagé, quelle que soit la vitesse d'impact. Sur le graphe 24, le premier critère lésionnel atteint ainsi que le temps correspondant sont indiqués (en pointillé). Nous pouvons remarquer qu'au plus la vitesse est grande et au plus la première lésion ligamentaire se produit rapidement. Le LCP et le LCM montrent également des niveaux de déformation au-delà du seuil lésionnel. Seul le LCL, peu sollicité par la flexion varus, présente des déformations assez faibles, inférieures à 10 %.



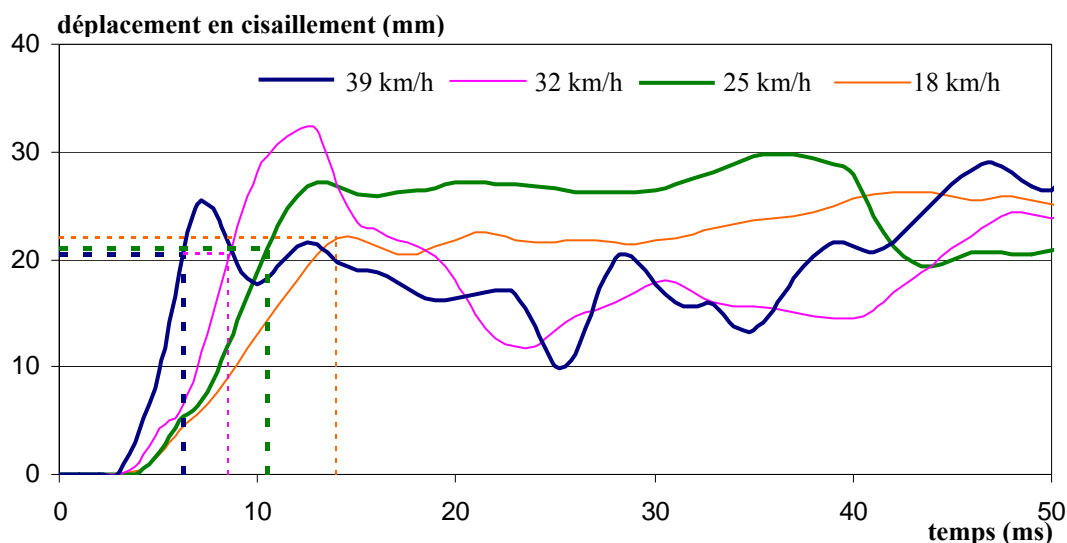
Graph 24 : Déformations des principaux ligaments du genou pour chaque vitesse d'impact (en pointillé le premier critère lésionnel atteint et le temps correspondant)

3.1.5. Seuils lésionnels

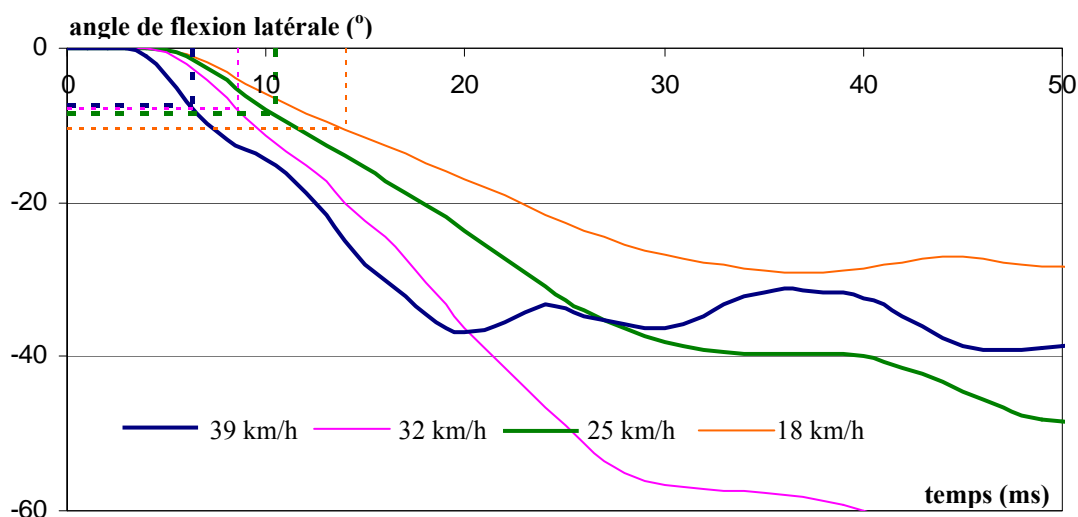
Comme cela a déjà été montré dans les simulations précédentes, le déplacement en cisaillement et l'angle de flexion latérale ont été mesurés. Pour chacune des vitesses, ils sont présentés sur les graphes 25 et 26. Durant les dix premières millisecondes, le déplacement latéral augmente d'autant plus rapidement que la vitesse d'impact est grande. En se focalisant sur le premier pic, de plus grandes vitesses induisent des niveaux de cisaillement plus importants excepté à 39 km/h. En effet, la fracture du tibia survient rapidement (7 ms) et rompt la propagation des forces d'impact transmises au genou. Ainsi, cette fracture entraîne une diminution du cisaillement sur l'articulation. Le même phénomène est également observé à 25 et 32 km/h. Néanmoins, la fracture tibiale se produit plus tardivement (40 et 13 ms respectivement). Le cisaillement diminue alors mais le déplacement a pu atteindre des amplitudes plus importantes. À 18 km/h, aucune fracture ne se produit et le cisaillement persiste tout au long du contact du véhicule sur la jambe. Nous observons ici un phénomène constaté expérimentalement (Cesari 1989 cité par Takahashi 2000). L'apparition de fracture "protège" l'articulation en y induisant une diminution des sollicitations. L'apparition d'une fracture tibiale ou fémorale est identifiable sur l'évolution du cisaillement par une brusque décroissance (cf. graphe 25). Néanmoins, la rupture des ligaments n'est pas directement modélisée dans le modèle. Après la survenue de la première blessure ligamentaire, les valeurs mesurées ne tiennent pas compte de la rupture présumée du ligament. Les observations précédentes n'ont donc de sens que lors de la comparaison des simulations entre elles.

Le temps d'apparition de la première blessure ligamentaire a été relevé grâce aux critères en déformation des ligaments (cf. graphe 24). Ce temps est reporté (en pointillé), pour chacune des vitesses, sur les graphes 25 et 26 afin d'obtenir les valeurs d'angle et de déplacement à blessure. En ce qui concerne le déplacement latéral, les seuils lésionnels sont compris entre 20,5 et 22 mm. Pour la

flexion valgus, l'angle lésionnel est compris entre 7,5 et 10,5°. Ainsi, même avec des vitesses différentes, les valeurs lésionnelles du déplacement et de l'angle sont relativement proches.



Graph 25 : Déplacements en cisaillement (du tibia relativement au fémur) et apparition de la première blessure ligamentaire (en pointillé) suivant la vitesse de la voiture



Graph 26 : Angles de flexion valgus (du tibia relativement au fémur) et apparition de la première blessure ligamentaire (en pointillé) suivant la vitesse de la voiture

3.1.6. Bilan

La réponse du membre pelvien a été comparée, pour un choc piéton, suivant quatre vitesses d'impact. La force d'impact s'est montrée fortement dépendante de cette vitesse. Comme attendu (Yang 1997), elle est d'autant plus grande que la vitesse est élevée. En conséquence, des niveaux d'accélérations plus importants ont été relevés sur le tibia et le fémur pour les hautes vitesses.

D'un point de vue lésionnel, l'apparition des fractures s'est montrée fortement liée à la vitesse d'impact. À 39 km/h, des fractures se produisent sur les trois os longs du membre pelvien (tibia, fibula et fémur). Au contraire, à 18 km/h, aucun dommage osseux ne survient. Parmi les zones osseuses les plus vulnérables se trouve la malléole médiale. Du fait du mouvement de supination de la cheville – provoquée par la cinématique particulière de la jambe –, la malléole médiale présente une fracture pour presque toutes les vitesses. De même, le tibia, du fait d'une concentration de contraintes très

importante consécutive à l'impact, est systématiquement fracturé à partir de 25 km/h. L'impact du pare-choc au-dessous du genou provoque un contact entre la tête et le col de la fibula et le condyle latéral du tibia. Pour les vitesses d'impact élevées, ces zones sont endommagées.

En ce qui concerne les ligaments, l'augmentation de la vitesse induit des déformations plus importantes excepté à 39 km/h. À cette vitesse, la fracture du tibia intervient tôt, induisant une diminution du cisaillement et corollairement des déformations ligamentaires avant qu'elles aient atteint des amplitudes aussi importantes qu'à 32 km/h. Les déformations maximales restent néanmoins élevées quelle que soit la vitesse. Les ligaments croisés comme le LCM sont endommagés. Le genou se présente donc comme la zone la plus vulnérable dans l'impact piéton, ainsi que des études antérieures l'avaient déjà identifié (Liu 2002). Les déplacements en cisaillement et l'angle de flexion valgus sont mesurés et la valeur correspondante à la première lésion ligamentaire obtenue. Suivant la vitesse d'impact, le déplacement lésionnel en cisaillement est compris entre 20,5 et 22 mm. L'angle de flexion se situe entre 7,5 et 10,5°. Le changement de la vitesse d'impact modifie peu les seuils lésionnels. Une étude multicorps antérieure avait montré que la vitesse d'impact avait une influence faible sur la flexion du genou (Yang 1997).

3.2. Influence de la géométrie du véhicule

Les modèles de véhicule présentés lors de l'impact cycliste ont été à nouveau utilisés pour simuler l'accident piéton. Ces modèles offrent l'avantage de présenter chacun une géométrie caractéristique. Le premier véhicule, de taille comparable à la voiture utilisée dans l'impact piéton présenté précédemment (paragraphe 1 et 2 du présent chapitre) et désigné comme simulation de référence pour le piéton, possède un pare-choc large et proéminent. Le second véhicule (de type familial) dispose d'un avant haut. Enfin, le troisième est un véhicule de type utilitaire. Les paramètres géométriques de chacun ont été présentés auparavant (cf. paragraphe 3.4. du *chapitre V*). Des études antérieures sur le piéton ont montré, avec des modèles multicorps, que la géométrie du véhicule, et tout particulièrement la hauteur et/ou l'avancée du pare-choc et du bord avant du capot, avait une influence prépondérante sur la réponse du genou (Yang 1993, Yang 1997, Liu 2002).

Dans chacune des simulations, les paramètres propres au véhicule (32 km/h, décélération de 0,8 g) et au piéton (position de marche, orthogonale à la direction du véhicule) ont été conservés comme dans la simulation de référence. Sur l'intervalle de temps considéré, l'énergie d'hourglass n'excède pas 0,26 % de l'énergie totale.

3.2.1. Impact piéton avec un véhicule au pare-choc proéminent

Le pare-choc, en tant que première partie percutante lors d'un impact piéton, a une influence très importante sur la réponse du membre pelvien et sur les mécanismes de blessure. En se basant sur des expérimentations, Grösch et Hochgeschwender ont conclu qu'un pare-choc trop proéminent favorisait les blessures ligamentaires sérieuses à cause d'un déplacement trop important du tibia relativement au fémur (Grösch 1989). Pour analyser les mécanismes de blessure et vérifier les constatations expérimentales, l'analyse lésionnelle sera effectuée suivant les contraintes (os) et déformations (ligaments). Nous commençons par présenter la cinématique du piéton obtenue avec un tel véhicule (cf. figure 43). La figure 44 permet d'observer plus particulièrement la cinématique articulaire du genou.

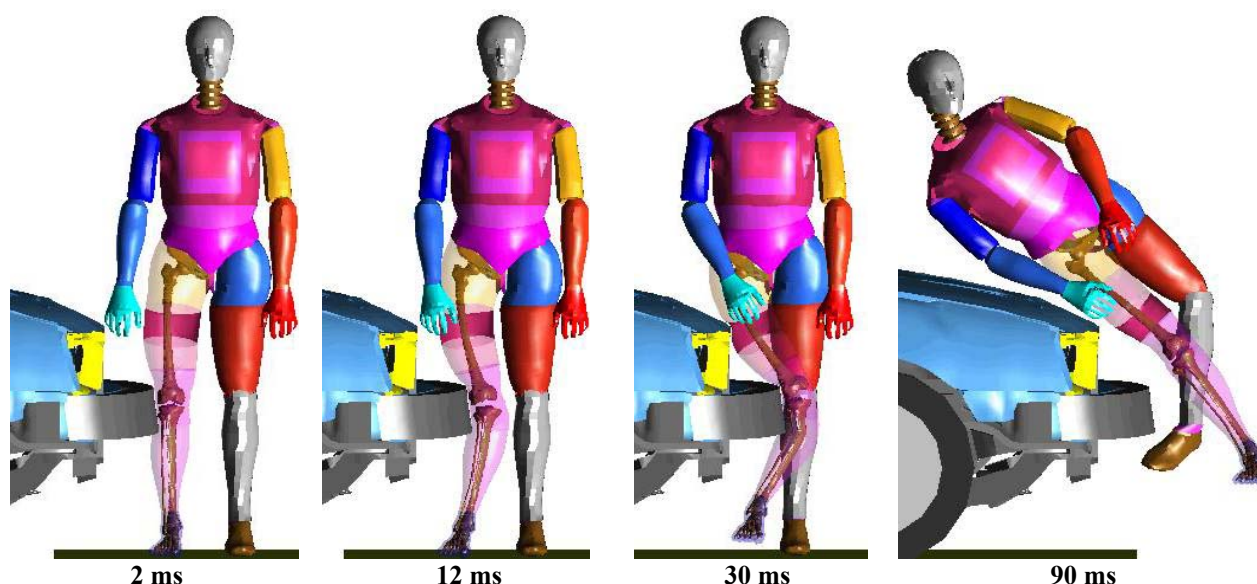


Figure 43 : Cinématique du piéton (structures osseuses du membre pelvien visibles) heurté par un véhicule au pare-choc proéminent

Dans cette configuration, le pare-choc, très large, vient heurter le membre pelvien sur le genou. L'épiphyse du tibia comme celle du fémur sont toutes deux heurtées et propulsées dans la direction d'impact. L'articulation est donc soumise à la flexion valgus. Du fait du profil oblique du pare-choc, le premier point d'impact se situe (légèrement) avant sur le haut du tibia, ce qui provoque du cisaillement

sur le genou (cf. image à 12 ms des figures 43 et 44). Avec la flexion valgus qui s'ajoute au cisaillement, les ligaments croisés et le LCM sont fortement étirés.

En début d'impact, la main du piéton est heurtée par le capot (5 ms). Le bord d'attaque du pare-choc percute ensuite la cuisse (28 ms). Ces impacts, en dessous du centre de gravité du piéton, l'entraînent dans un mouvement de rotation en direction de la voiture. Le haut de la cuisse vient alors en contact avec la partie basse du capot (44 ms). Le piéton glisse sur le capot et la tête heurte la base du pare-brise.

Comme nous avons déjà eu l'occasion de le présenter, les contraintes Von Mises vont nous permettre d'évaluer les structures osseuses fortement chargées. Les sollicitations des ligaments du genou seront quantifiées par leur déformation.

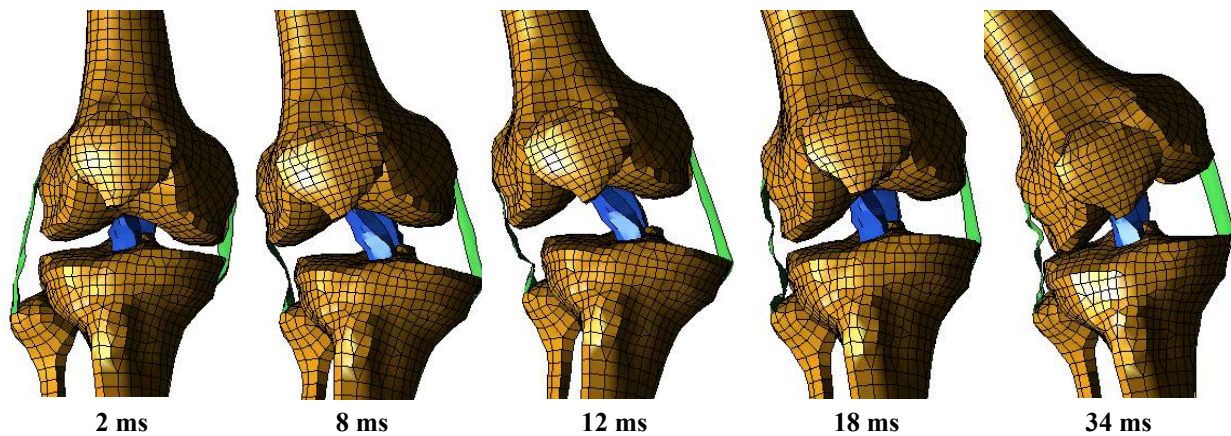


Figure 44 : Mouvements de l'articulation du genou (cisaillement et flexion valgus) consécutifs aux impacts

Contraintes sur les structures osseuses : l'impact du pare-choc produit de hauts niveaux de contraintes sur les extrémités osseuses de l'articulation du genou. La force d'impact projette l'épiphyse fibulaire sur le condyle latéral tibial induisant des contraintes importantes sur la première (119 MPa) et une fracture du second. L'arête inférieure du pare-choc heurte les diaphyses de ces deux os, provoquant là encore une fracture. La cheville est soumise à la supination par l'action conjuguée de la déflexion du tibia et du contact du pied au sol. Les contraintes ainsi créées sur la cheville causent la fracture de la malléole médiale. Sur la malléole latérale, les contraintes ne dépassent pas 50 MPa. La métaphyse distale du tibia est fortement chargée (jusqu'à 120 MPa) lors de la déflexion du tibia. Les contraintes diminuent ensuite rapidement après que la fracture de la malléole s'est produite. Sur la métaphyse distale de la fibula, les contraintes sont plus faibles. Elles atteignent leur maximum (92 MPa) lors de l'impact du capot.

Les condyles fémoraux sont chargés par le pare-choc qui produit des dommages sur le condyle (latéral) situé du côté de l'impact. L'impact provoque le déplacement de l'extrémité distale tandis que la partie proximale, solidaire par la hanche du reste du corps, demeure quasiment fixe. Ce mouvement crée des concentrations de contraintes sur les os (jusqu'à 123 MPa). La cuisse est ensuite en appui sur deux points d'impact (avec le pare-choc sur le bas et avec le capot à mi-hauteur, cf. image 3 de la figure 43). Alors que la diaphyse et la partie distale sont bloquées par ces impacts, la tête fémorale est entraînée dans le mouvement de rotation du haut du corps. Cela conduit à la fracture du col du fémur. Les maxima des contraintes sont résumés dans le tableau suivant.

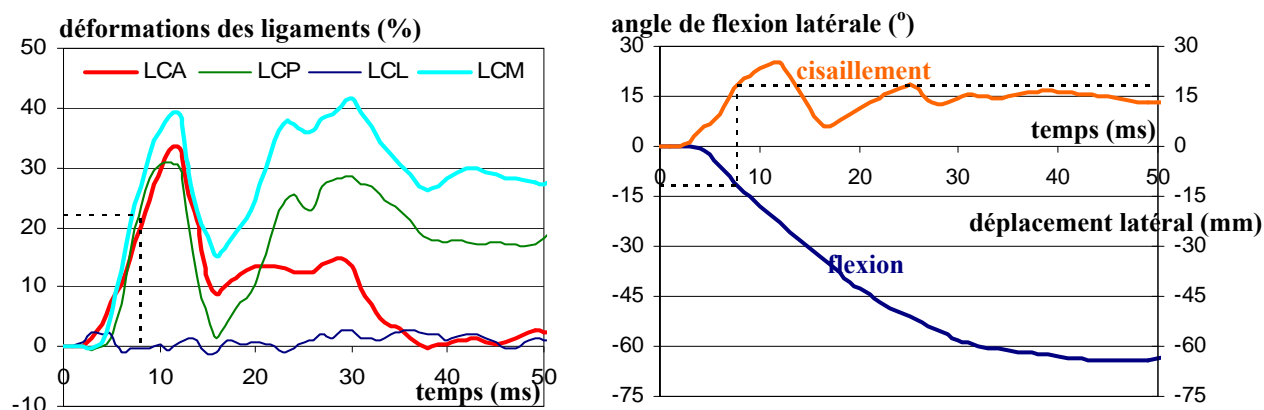
	contraintes VM maximales (MPa)												
géométrie du véhicule	tibia					fibula				fémur			
	malléole méd.	méta. distale	diaphyse	condyle lat.	éminence int.	malléole lat.	méta. distale	diaphyse	col / tête	condyle lat.	diaphyse	méta. prox.	col / tête
véhicule au pare-choc proéminent	>seuil	120	>seuil	>seuil	44	50	92	>seuil	119	>seuil	123	123	>seuil

Tableau 42 : Contraintes maximales relevées sur les structures osseuses les plus sollicitées lors d'un impact avec un véhicule au pare-choc large et proéminent.

méd. : médiale méta. : métaphyse prox. : proximale lat. : latéral int. : intercondylienne

Déformations des ligaments : La cinématique articulaire a montré que l'impact du genou provoquait du cisaillement et de la flexion valgus lors de l'écartement des épiphyses tibiale et fémorale. Comme observé, les ligaments croisés et le LCM présentent des niveaux de déformation élevés (cf. graphe 27). Le LCL, au contraire, est peu sollicité dans cette configuration d'impact. Les trois autres ligaments montrent des profils de déformation assez similaires dans la mesure où le cisaillement et la flexion valgus se produisent de façon quasi-simultanée. Ils atteignent très rapidement les seuils lésionnels (22 % pour les croisés et 28 % pour les collatéraux) et sont tous trois endommagés. Nous rappelons que nous nous intéressons à la déformation globale des ligaments (et non aux déformations locales). Les seuils considérés correspondent donc à la rupture du ligament et non à l'amorçage de l'endommagement.

Le temps d'apparition de la première blessure ligamentaire est relevé (et indiqué en pointillé sur le graphe 27). L'angle de flexion valgus ainsi que le déplacement en cisaillement du genou ont été mesurés à cet instant. Les valeurs de ces paramètres obtenues au temps de la première blessure fournissent les seuils lésionnels avec la présente géométrie de véhicule. L'angle de flexion vaut **11,5°** et le déplacement **17,5 mm**. Par rapport à la simulation d'impact piéton de référence, nous trouvons une valeur lésionnelle en flexion plus importante au détriment d'un cisaillement plus faible.



Graphe 27 : Déformations des principaux ligaments du genou (à gauche), angle de flexion et déplacement latéraux du tibia relativement au fémur (à droite). Les pointillés indiquent la première blessure ligamentaire et les valeurs correspondantes en flexion et cisaillement

Après que la fracture du tibia s'est produite (13 ms), les parties proximale et distale de l'os ont deux orientations différentes. L'axe tibial, utilisé pour mesurer l'angle de flexion, est altéré ce qui explique les valeurs très grandes – et peu réalistes – de cet angle (graphe 27). Au temps d'apparition de la fracture tibiale, nous observons une diminution du déplacement en cisaillement. Dans les premiers instants de l'impact, les niveaux maximaux de flexion comme de cisaillement sont très importants avec cette géométrie de voiture. Ces deux mécanismes de blessure agissent alors conjointement dans des proportions similaires.

Bilan : Très étendu et proéminent, le pare-choc vient heurter le genou du piéton sur les épiphyses osseuses. L'impact sur le tibia crée du cisaillement sur l'articulation puis, lorsque les épiphyses s'écartent, de la flexion valgus. Différents processus conduisent aux fractures. L'arête inférieure du pare-choc provoque la fracture du tibia et de la fibula. La malléole médiale est également fracturée lors de la supination de la cheville. Les parties proximale et médiale du fémur sont bloquées contre le pare-choc et le capot tandis que la tête fémorale, solidaire de la hanche, se déplace avec le haut du corps. Il en résulte une fracture du col du fémur. Des dommages sont également induits sur les condyles fémoraux et tibiaux par l'impact direct du pare-choc. A 32 km/h, cette géométrie de véhicule, par rapport au véhicule de référence utilisé précédemment, provoque de nombreuses lésions osseuses. En particulier, le pare-choc génère de multiples blessures de contact.

Conformément à ce que la cinématique avait montré, le genou est soumis quasi simultanément au cisaillement et à la flexion valgus. Ainsi, le LCM et les ligaments croisés présentent des niveaux de déformation très importants, supérieurs aux seuils lésionnels. La première lésion ligamentaire se produit lorsque le **déplacement en cisaillement vaut 17,5 mm et l'angle de flexion latérale 11,5°**.

Le cisaillement relevé avec cette géométrie présente des niveaux plus faibles qu'avec le véhicule de référence. Dans le présent impact, le pare-choc heurte le tibia et le fémur. Les deux os sont ainsi déviés, configuration moins propice au cisaillement du genou que lorsque le tibia seul est impacté. En revanche, cette configuration conduit aux niveaux de flexion valgus les plus élevés (par rapport aux autres géométries de véhicule). C'est dans cette simulation que le LCM présente les plus hautes déformations. Dans notre situation d'impact, un pare-choc proéminent est un facteur très favorable à la flexion valgus responsable des lésions du LCM.

3.2.2. Impact piéton avec une voiture à l'avant haut

Par rapport à une voiture de taille moyenne, un avant plus haut implique un impact également plus haut sur le membre pelvien du piéton. Dans le cas présent, le pare-choc heurte la partie distale du fémur.

Du fait de la position du piéton et de la hauteur du capot, la première partie corporelle touchée par la voiture (capot) est la main. Le pare-choc vient ensuite en contact avec le membre pelvien. Comme l'impact se produit sur le bas de la cuisse, nous obtenons une situation inverse par rapport aux simulations précédentes puisque, dans les premiers instants, le tibia reste immobile tandis que l'extrémité fémorale est déviée dans la direction d'impact. En conséquence, le genou est soumis à du cisaillement dans la direction médio-latérale (image encadrée sur la figure 45). La partie proximale est ensuite entraînée par l'impact tandis que le pied, soumis aux forces de frottement, reste au sol. La cheville est sollicitée en supination et le genou en flexion valgus. Pendant que la jambe est déviée et le pied au sol, le spoiler de la voiture vient heurter le bas de la jambe. Parallèlement, la cuisse se retrouve en contact avec le pare-choc puis avec le capot. Le piéton s'enroule autour de l'avant du véhicule, glisse sur le capot et la cinématique se termine par un impact de la tête sur la base du pare-brise.

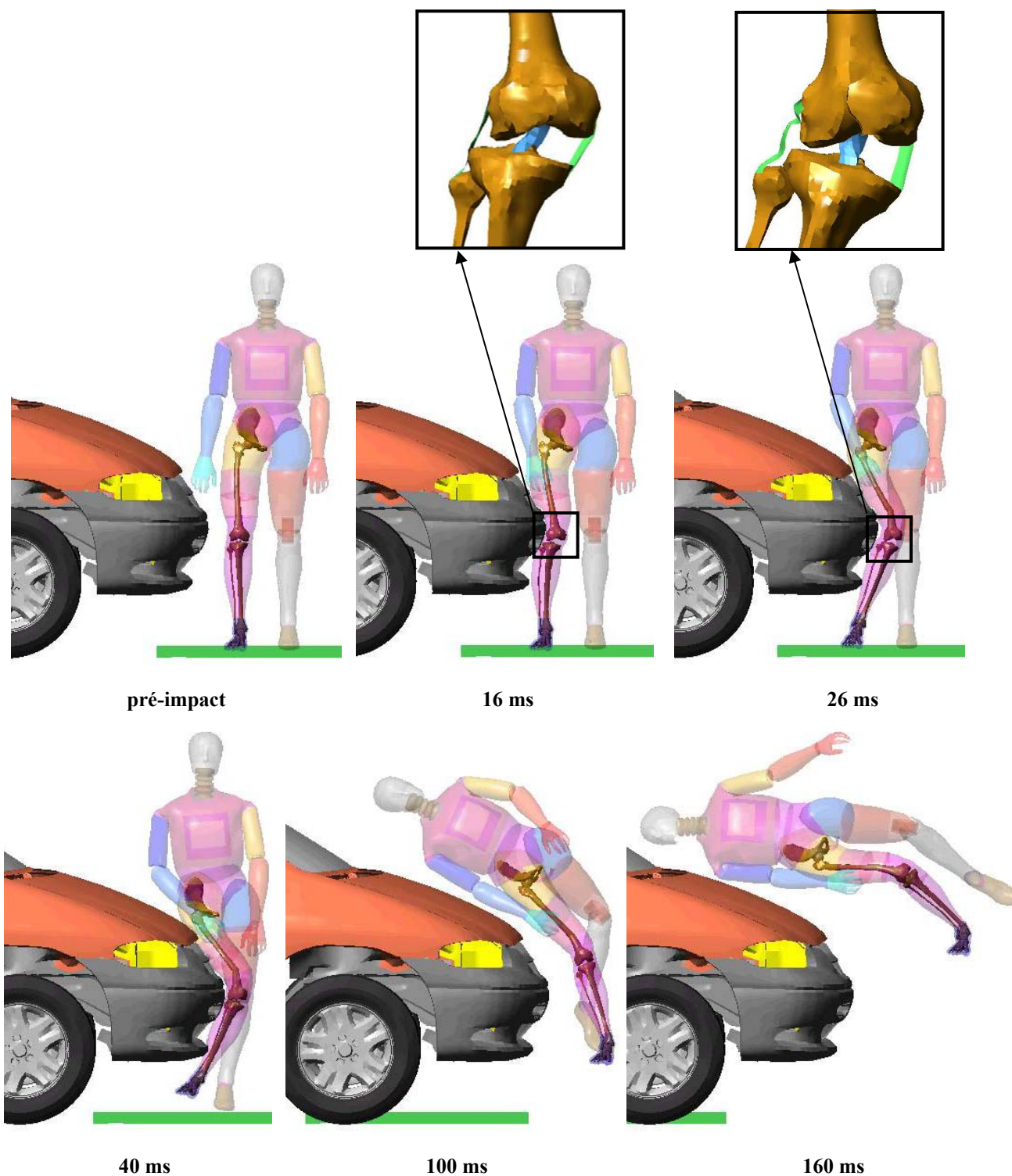


Figure 45 : Cinématique du piéton et de l'articulation fémoro-tibiale lors d'un impact avec un véhicule présentant un avant haut

Contraintes sur les structures osseuses : Le premier impact sur le membre pelvien se produit au niveau de l'extrémité distale du fémur. Les contraintes sur les condyles, bien qu'importantes, restent inférieures au seuil lésionnel. En revanche, l'impact crée une concentration de contraintes sur la partie distale de la diaphyse fémorale qui subit une fracture. L'extrémité distale du fémur est déviée dans la direction d'impact tandis que l'extrémité proximale, solidaire du haut du corps, reste d'abord immobile. Cela conduit à concentrer les contraintes sur le col du fémur qui finit par être fracturé. Sur la

métaphyse proximale, des contraintes importantes (jusqu'à 106 MPa) se produisent pendant la déflexion du fémur. À partir du moment où la fracture du col du fémur s'amorce, les contraintes sur la métaphyse proximale diminuent rapidement. Un pic de contraintes (101 MPa) est également engendré lors du contact de la cuisse sur le capot.

La jambe n'est pas directement heurtée sur le premier impact comme dans les simulations précédentes. Elle est tout de même percutée ensuite par le bas du pare-choc puis par le spoiler. Les contraintes relevées sur les épiphyses et métaphyses tibiales et fibulaires, bien que parfois élevées, restent en deçà du seuil lésionnel. La fracture de la malléole médiale se produit lors de la supination de la cheville. Le spoiler heurte le bas de la jambe tandis que le haut est en contact avec le pare-choc. Le tibia subit simultanément deux points d'impact ce qui conduit à des contraintes importantes sur la partie proximale (jusqu'à 124 MPa). Sur la diaphyse fibulaire, les contraintes atteignent 91 MPa. Les contraintes maximales pour les os longs sont résumées dans le tableau suivant.

	contraintes VM maximales (MPa)												
géométrie du véhicule	tibia					fibula				fémur			
	<i>malléole méd.</i>	<i>méta. distale</i>	<i>diaphyse</i>	<i>condyle lat.</i>	<i>éminence int.</i>	<i>malléole lat.</i>	<i>diaphyse</i>	<i>méta. prox.</i>	<i>col / tête</i>	<i>condyle lat.</i>	<i>diaphyse</i>	<i>méta. prox.</i>	<i>col / tête</i>
véhicule avec un avant haut	>seuil	106	124	113	56	64	91	91	31	89	>seuil	106	>seuil

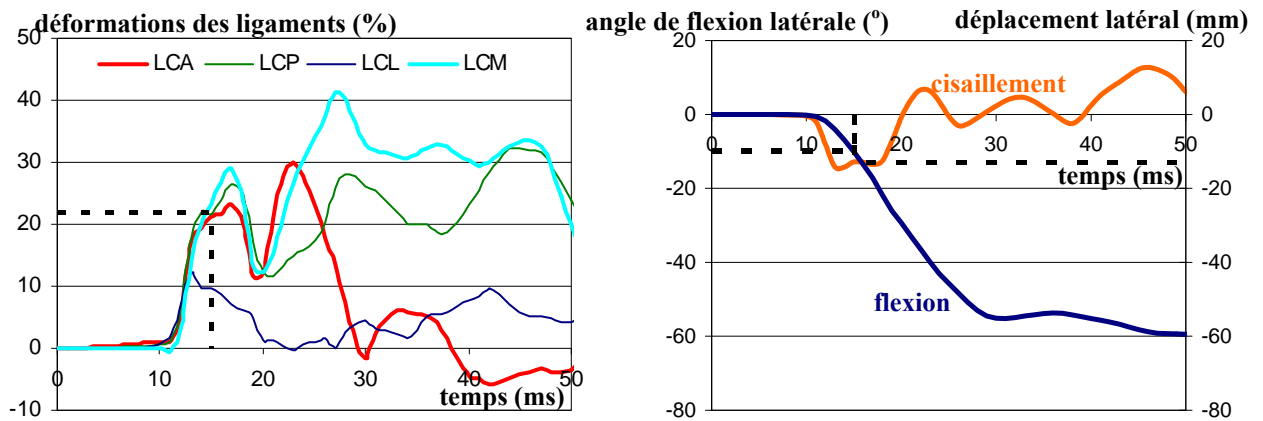
Tableau 43 : Contraintes maximales relevées sur les structures osseuses les plus sollicitées lors d'un impact avec un véhicule à l'avant haut.

méd. : médiale méta. : métaphyse prox. : proximale lat. : latéral int. : intercondylienne

Déformations des ligaments : Avec cette configuration qui crée sur le genou du cisaillement et de la flexion valgus, nous retrouvons comme ligaments particulièrement sollicités le LCM et les ligaments croisés (graphe 28). Le premier impact se produisant entre le capot et la main, le pare-choc ne heurte qu'à 10 ms le membre pelvien. C'est pourquoi les déformations des ligaments du genou ne commencent à être significatives qu'à partir de 10 ms. Les évolutions temporelles du déplacement en cisaillement et de l'angle de flexion valgus sont également présentées sur le graphe 28. Pour les simulations précédentes, nous avons choisi de définir positif le cisaillement latéro-médial. Dans le cas présent, le cisaillement présente donc des valeurs négatives puisque l'impact sur le fémur crée un déplacement dans le sens médio-latéral. La flexion valgus montre rapidement des valeurs angulaires très importantes. Lorsque la fracture de la diaphyse fémorale s'est produite, l'axe fémoral est scindé (cf. images 3 et 4 de la figure 45) et les mesures de flexion altérées. Quand cette fracture apparaît, nous pouvons noter que le niveau de cisaillement sur le genou diminue rapidement.

Comme avec la géométrie de véhicule précédente, l'impact crée du cisaillement et de la flexion conjointement. Dans les premiers instants suivant l'impact du pare-choc, le cisaillement paraît plus important. Ensuite, il reste relativement faible tandis que la flexion valgus reste présente durant tout le mouvement de rotation du piéton sur l'avant de la voiture.

Les critères lésionnels (22% pour les ligaments croisés et 28 % pour les ligaments collatéraux) nous permettent d'estimer le temps d'apparition de la rupture ligamentaire (en pointillé sur le graphe 28). Les valeurs correspondantes de déplacement en cisaillement et d'angle de flexion valgus sont respectivement **13 mm** et **11°**.



Graph 28 : Déformations des principaux ligaments du genou (à gauche), angle de flexion et déplacement latéraux du tibia relativement au fémur (à droite) lors d'un impact avec un véhicule à l'avant haut. Les pointillés indiquent la première blessure ligamentaire et les valeurs correspondantes en flexion et cisaillement

Bilan : Avec un avant de véhicule haut, le lieu d'impact primaire sur le membre pelvien se situe sur la cuisse. Cette dernière reste en contact avec le pare-choc puis le capot tandis que le piéton s'enroule sur l'avant du véhicule.

Les lésions osseuses sont davantage observées sur le fémur qui subit, de façon concomitante, une fracture de la diaphyse et du col fémoral. La modélisation de la hanche qui nécessite de définir en corps rigide l'extrémité de la tête fémorale peut avoir influencé la répartition des contraintes sur le col du fémur. Le tibia présente des niveaux de contraintes plus faibles qu'avec d'autres géométries de véhicule. Une fracture de la malléole médiale est néanmoins constatée.

Du fait de l'impact du pare-choc sur la cuisse, le cisaillement s'est d'abord produit dans la direction médio-latérale. Le niveau de cisaillement est moins important que ce qui a pu être mesuré avec les géométries de véhicule précédentes. Corollairement, les déformations des ligaments croisés présentent des amplitudes maximales inférieures. La flexion latérale est du même ordre de grandeur que dans l'impact piéton de référence, les déformations maximales du LCM également. Néanmoins, la rupture des ligaments n'est pas directement modélisée. Ainsi, comme nous avons déjà eu l'occasion de le signaler, ces observations n'ont de sens que par comparaison avec ce qui s'est produit dans les autres simulations. Les seuils lésionnels en déformation sont atteints et des lésions ligamentaires sont estimées pour les ligaments croisés comme pour le LCM. Les valeurs en cisaillement et en flexion correspondant à la première blessure sont de 13 mm et 10° respectivement. Ces valeurs apparaissent plus faibles que les seuils lésionnels en cisaillement et flexion obtenus dans les simulations précédentes.

3.2.3. Impact piéton avec un véhicule de type utilitaire

Les impacts impliquant un van ou un utilitaire représentent environ un accident piéton sur cinq (Chidester 2001). Ces véhicules, à l'avant haut et massif, ne favorisent pas le phénomène d'enroulement du piéton sur le capot. Au contraire, ils l'éjectent brutalement vers l'avant, dans la direction d'impact. En considérant l'ensemble des parties corporelles, ces véhicules causent deux fois plus de blessures graves ou mortelles que les voitures de tourisme (Chidester 2001). Cette configuration est équivalente à la situation d'impact rencontrée par les piétons enfants face à une voiture de tourisme (Ravani 1981).

La cinématique est montrée sur la figure suivante. Comme l'avant du véhicule est particulièrement haut, le premier impact (qui définit l'instant initial des mesures) se produit entre le capot et le bras du piéton. C'est ensuite le pare-choc qui heurte le bas de cuisse, au-dessus du genou. L'articulation est percutée par l'arête inférieure du pare-choc. La face avant de l'utilitaire heurte le haut de la cuisse au niveau de la hanche tandis que le bord du capot percute le bras gauche. Ces multiples impacts n'induisent pas, comme avec une voiture de tourisme, l'enroulement du piéton sur le capot du véhicule mais, au contraire, éjectent le piéton à l'avant, comme attendu dans cette configuration.

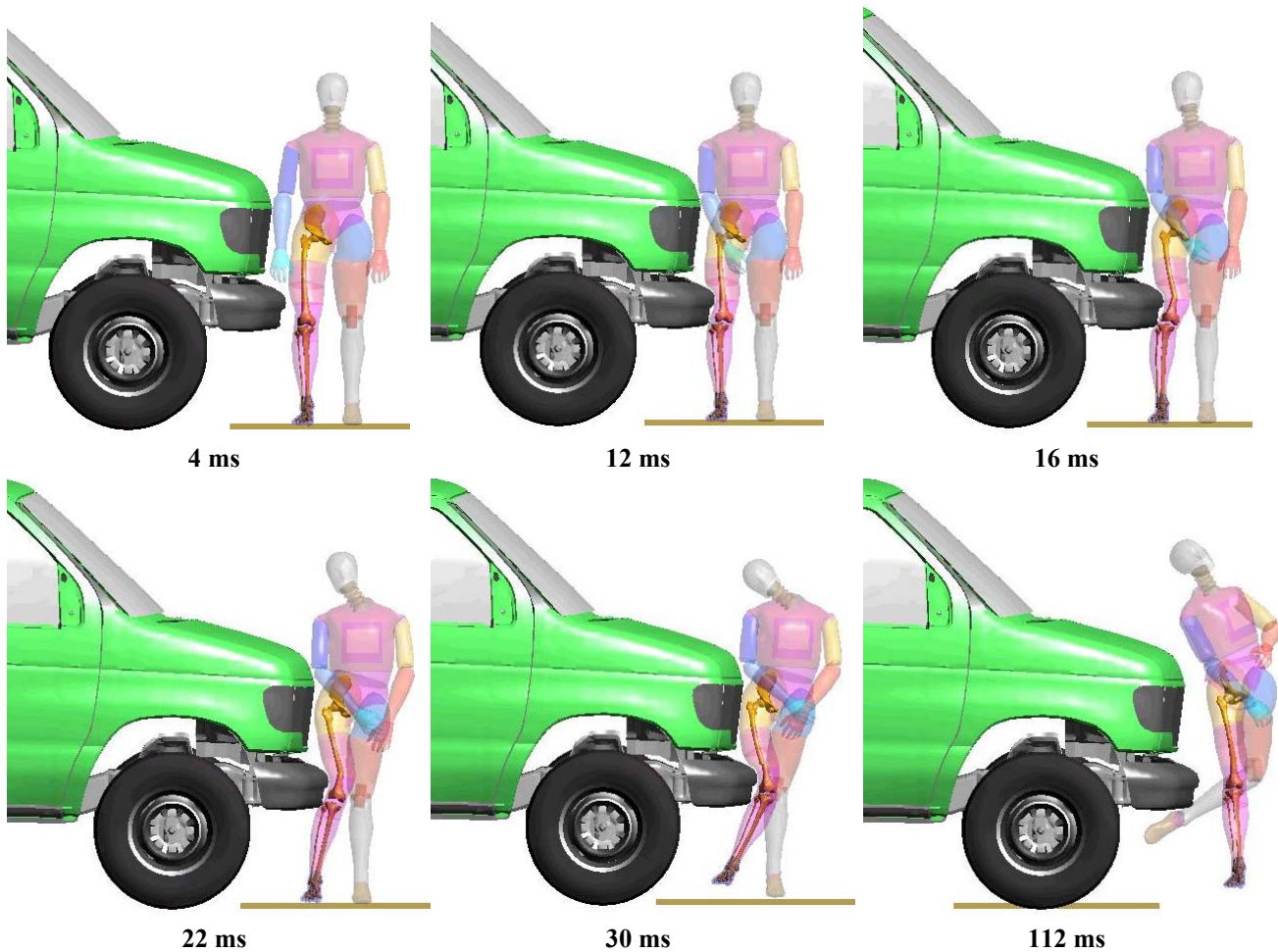


Figure 46 : Cinématique du piéton lors d'un impact avec un véhicule de type utilitaire

La cinématique du genou est présentée ci-dessous. Comme ce fut observé dans la simulation précédente (voiture avec un avant haut), c'est d'abord le fémur qui est heurté. Il se déplace latéralement par rapport au tibia et le cisaillement sur le genou est dans la direction médio-latérale. La forme du véhicule empêche le piéton de s'enrouler sur le capot et le cisaillement domine les premiers instants de l'impact. Dans cette situation particulière, les ligaments croisés sont sollicités ainsi que le LCL (image 2 sur la figure 47). La flexion valgus s'amorce lorsque la cuisse est en contact avec la face avant de l'utilitaire tandis que la jambe reste en retrait (frottements du pied sur le sol), sous le pare-choc. Nous retrouvons alors les ligaments habituellement sollicités, à savoir les croisés et le LCM.

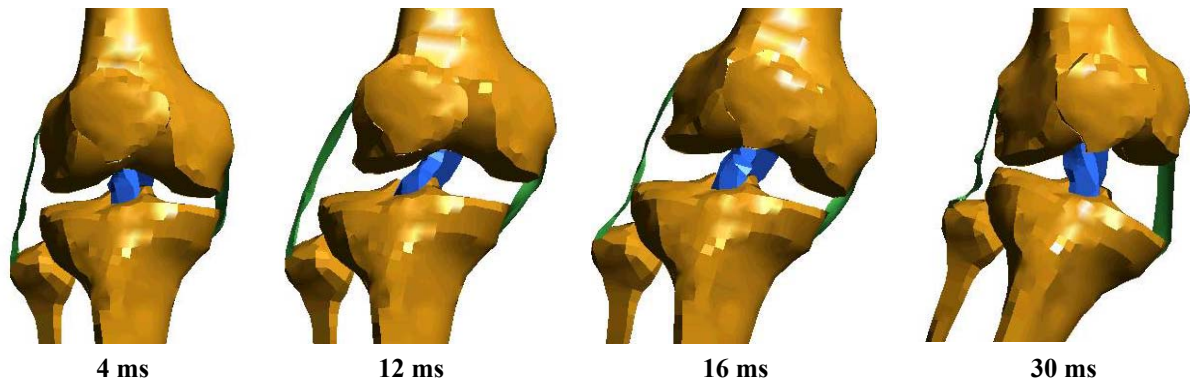


Figure 47 : Cinématique articulaire du genou avec les ligaments collatéraux et croisés

Contraintes sur les os : L'impact sur le tiers inférieur de la cuisse charge la diaphyse fémorale jusqu'à la rupture. La partie distale de l'os est déviée dans la direction d'impact tandis que l'extrémité proximale reste solidaire du haut du corps. Cela crée une concentration de contraintes sur la métaphyse proximale (jusqu'à 109 MPa) et, de façon encore plus marquée, sur le col du fémur qui subit une fracture. Durant la flexion valgus, le condyle latéral du fémur et celui du tibia entrent en contact, ce qui génère de hauts niveaux de contraintes (jusqu'à 75 et 68 MPa sur les condyles respectifs).

Le condyle tibial est surtout chargé par l'impact de l'arête inférieure du pare-choc. La fibula heurte le tibia, les niveaux de contraintes sur la tête de la fibula atteignent 45 MPa. Sur le condyle latéral du tibia, des dommages sont observés. Tandis que le pied reste en arrière, sous l'avant du véhicule, le pare-choc sollicite le haut de la jambe. Des concentrations de contraintes sont ainsi créées sur le tibia et la fibula qui subissent une fracture. La supination de la cheville charge la malléole médiale jusqu'à la fracture. Des contraintes élevées apparaissent sur la fibula au moment où le haut de la jambe, en arrière après que le pied a décollé du sol, entre en contact avec le pare-choc.

L'impact avec un véhicule de type utilitaire est donc propice à l'apparition de nombreuses fractures. Les valeurs maximales de contraintes sur les structures osseuses du membre pelvien sont résumées dans le tableau suivant.

	contraintes VM maximales (MPa)												
géométrie du véhicule	tibia					fibula				fémur			
	malléole méd.	méta. distale	diaphyse	condyle lat.	éminence int.	malléole lat.	diaphyse	méta. prox.	col / tête	condyle lat.	diaphyse	méta. prox.	col / tête
véhicule avec un avant haut	>seuil	90	>seuil	>seuil	30	59	77	>seuil	45	75	>seuil	109	>seuil

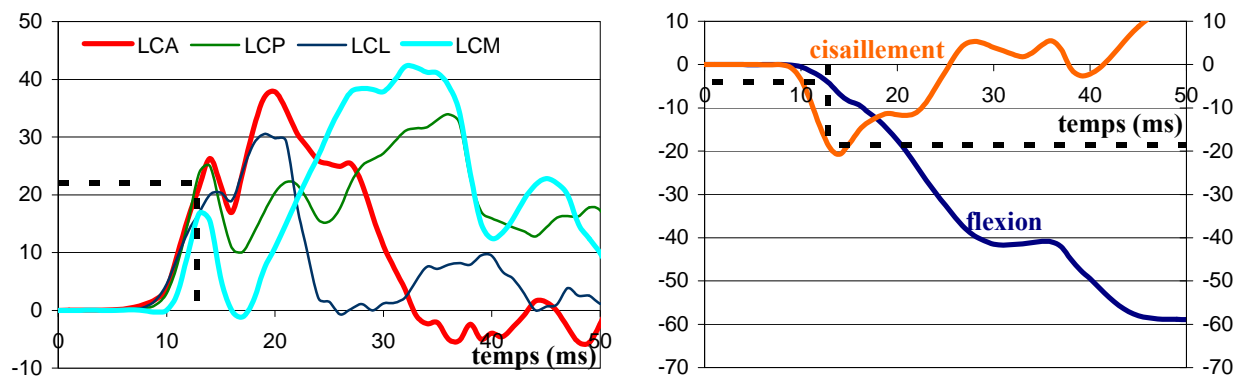
Tableau 44 : Contraintes maximales relevées sur les structures osseuses les plus sollicitées lors d'un impact avec un véhicule de type utilitaire.

méd. : médiale méta. : métaphyse prox. : proximale lat. : latéral int. : intercondylienne

Déformations des ligaments : Les déformations des ligaments du genou, ainsi que les niveaux de cisaillement et de flexion valgus, sont présentés ci-après (graphe 29). Les déformations ligamentaires ne commencent à être significatives qu'après 10 ms, lorsque le membre pelvien a été heurté. Comme observé sur la cinématique articulaire, le cisaillement est d'abord prépondérant – de 0 mm à 9 ms, le déplacement en cisaillement passe à 21 mm à 14 ms – alors que le flexion varus ne s'amorce que plus tard – l'angle de flexion ne dépasse les 10° qu'à partir de 17 ms –. En conséquence, durant les millisecondes qui suivent le premier impact, ce sont les ligaments croisés qui montrent des

déformations importantes ainsi que le LCL – fait rare pour l'impact piéton –. Dès l'instant où la flexion valgus est dominante, c'est alors le LCM qui présente les plus hauts niveaux de déformation.

Au vue des seuils lésionnels en déformation, la première rupture ligamentaire se produit juste après l'impact du pare-choc sur la cuisse. Les valeurs correspondantes de l'angle de flexion et du déplacement latéral sont de 4° et $18,5\text{ mm}$ respectivement. Cette blessure – qui concerne d'ailleurs les ligaments croisés – se produit lorsque le cisaillement est prépondérant, l'angle de flexion valgus étant relativement faible à ce stade de l'impact.



Graph 29 : Déformations des principaux ligaments du genou (à gauche), angle de flexion et déplacement latéraux du tibia relativement au fémur (à droite) lors d'un impact avec un véhicule de type utilitaire. Les pointillés indiquent la première blessure ligamentaire et les valeurs correspondantes en flexion et cisaillement

Bilan : Avec un véhicule de type utilitaire, le piéton subit de multiples impacts sur le membre pelvien (pare-choc sur cuisse et genou, face avant sur la hanche). La hauteur du véhicule empêche tout mouvement d'enroulement du piéton qui, au contraire, est violemment éjecté dans la direction d'impact. Les fractures consécutives aux forces directes ou transmises sont nombreuses : les diaphyses des os longs, le col du fémur et la malléole médiale.

Les ligaments du genou présentent tous des niveaux de déformation importants. C'est la seule configuration d'impact piéton qui a montré des déformations élevées pour le LCL. Lors de l'impact cycliste réalisé avec ce type de véhicule, les impacts provoquaient beaucoup de lésions osseuses mais les ligaments étaient assez peu sollicités. Si nous ne retrouvons pas cette situation pour les ligaments, c'est parce que, dans la présente configuration, l'arête inférieure du pare-choc vient en contact juste sur l'articulation. Le cisaillement dans un premier temps, la flexion valgus ensuite, génèrent des déformations importantes sur les ligaments du genou.

La première blessure ligamentaire se produit lorsque le cisaillement est prépondérant. La valeur du déplacement vaut $18,5\text{ mm}$ (et l'angle de flexion valgus 4°). Bien que la flexion valgus soit faible, le seuil lésionnel en cisaillement est du même ordre de grandeur que pour les autres configurations d'impact. La dépendance des seuils cisaillement/flexion apparaît moins nette que lors des impacts cyclistes. Nous allons revenir sur cet aspect dans le prochain paragraphe.

4. Bilan : Mécanismes de blessure lors de l'impact piéton

4.1. Dépendance à la configuration d'impact

Lors d'un impact latéral du piéton, les mécanismes de blessure agissant sur le membre pelvien sont assez bien connus. En général, suite aux différents impacts des composants avant d'un véhicule, la jambe subit une translation et une rotation latérales par rapport à la cuisse. Ces mouvements "forcés" provoquent sur le genou du cisaillement et de la flexion valgus, à des niveaux souvent lésionnels. Pour tenter de mieux comprendre ces mécanismes, des essais expérimentaux conduits sur le membre pelvien ont reproduit les sollicitations rencontrées lors d'un impact piéton (Kajzer 1990, 1993, 1997 & 1999, Ramet 1995, Kerrigan 2001). Ils ont ainsi estimé les seuils lésionnels en cisaillement (entre 16 et 23 mm suivant les auteurs) et en flexion (entre 9 et 18,3°). Si les intervalles de valeurs sont aussi larges (d'un facteur deux pour l'angle de flexion), c'est parce que, en plus de la variabilité inhérente à toute expérimentation, les seuils obtenus changent suivant les conditions d'impact (lieu, vitesse, etc.).

Les différentes simulations menées sur l'impact piéton nous ont permis d'investiguer les diverses configurations rencontrées lors d'impacts latéraux sur le membre pelvien. En modifiant la vitesse du véhicule et sa géométrie, les deux facteurs les plus influents sur la réponse du membre pelvien, nous avons pu analyser différentes configurations et les niveaux résultants des mécanismes de blessure propres à chacune.

Les observations données ici ne sont valables que pour les configurations d'impact testées. Dans la première simulation, dite "de référence", l'impact du pare-choc se produisait sur la jambe au-dessous du genou. Il provoquait donc majoritairement du cisaillement sur l'articulation. La modification de la géométrie a changé le lieu d'impact. Ainsi, avec un pare-choc proéminent et large, l'impact avait lieu sur le genou. Le tibia comme le fémur étaient déviés et on obtenait les deux mécanismes (flexion et cisaillement) de façon concomitante. Dans ce cas, la flexion valgus était d'autant plus grande que l'avancée importante du pare-choc favorisait la rotation latérale de la cuisse par rapport à la jambe. De la même façon, avec un avant haut, le premier impact au-dessus du genou induisait du cisaillement. Mais, très rapidement, la jambe était elle-même heurtée et c'est alors la flexion valgus qui prédominait.

Ainsi, lors d'un impact piéton, avec un véhicule de taille moyenne, l'impact sur la jambe (à proximité du genou) génère surtout du cisaillement. Lorsque la voiture possède un avant haut ou un pare-choc étendu, le tibia comme le fémur subissent l'impact direct et les niveaux de flexion valgus sont significatifs. Enfin, un pare-choc très avancé est propice à la rotation latérale de la cuisse et donc à la flexion valgus sur le genou. **Le lieu d'impact sur le membre pelvien** (au-dessus, au-dessous ou sur le genou) conditionne les mécanismes de blessure qui s'y produisent.

Au temps de survenue de la première lésion ligamentaire, le déplacement en cisaillement et l'angle de flexion latérale sont relevés et considérés comme seuils lésionnels. Pour chacune des simulations, ces seuils sont rappelés dans le tableau suivant.

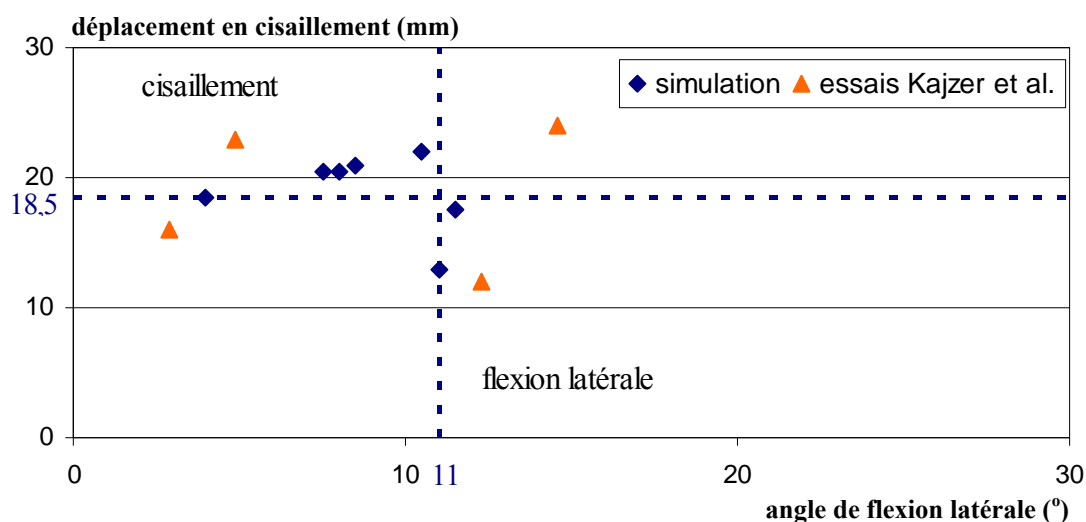
simulation	seuils lésionnels	
	en flexion latérale (°)	en cisaillement (mm)
18 km/h	10,5	22
25 km/h	8,5	21
32 km/h (référence)	8	20,5
39 km/h	7,5	20,5
pare-choc proéminent	11,5	17,5
avant haut	11	13
utilitaire	4	18,5

Tableau 45 : Seuils lésionnels en flexion et cisaillement obtenus dans les simulations d'impacts piéton

4.2. Critères lésionnels en flexion et en cisaillement

La vitesse d'impact a peu modifié ces seuils. Le seul écart significatif s'est trouvé pour l'angle de flexion à 18 km/h. Cette valeur exceptée, l'angle se situe autour de 8° et le déplacement en cisaillement autour de 21 mm. Suivant la géométrie du véhicule, les seuils lésionnels ont montré davantage des décalages plus importants. Ainsi, lorsque, dès les premiers instants de l'impact, la flexion valgus est significative, la valeur limite de l'angle est plus élevée et celle du cisaillement plus faible. Avec un véhicule de type utilitaire, seul le cisaillement fut significatif lors de la première blessure ligamentaire. Pour autant, la valeur lésionnelle du déplacement apparaît un peu plus faible que celle mesurée avec la voiture de référence.

Sur le graphe 30, les différents seuils obtenus dans les simulations ont été reportés. Au vu de ces résultats, il est difficile de trouver une tendance reliant les niveaux de cisaillement et de flexion valgus. Néanmoins, lorsque le cisaillement fut prédominant dans la première blessure ligamentaire, les niveaux de déplacement sont inclus entre 18,5 et 22 mm. Nous prendrons donc la valeur minimale comme limite lésionnelle. Nous obtenons ainsi un seuil lésionnel de 18,5 mm en cisaillement. Quand la flexion fut co-dominante, l'angle de flexion correspondant aux dommages est de 11-11,5°. Ainsi, le seuil lésionnel en flexion sera défini à 11°. Ainsi, La blessure ligamentaire se produit **si le déplacement en cisaillement est supérieur à 18,5 mm OU si l'angle de flexion latérale est supérieur à 11°**.



Graph 30 : Seuils lésionnels flexion / cisaillement et valeurs expérimentales (Kajzer 1997 & 1999)

Parmi les valeurs expérimentales disponibles dans la littérature sur de tels critères, seuls Kajzer et al. fournissent, pour chacun des essais (de flexion comme de cisaillement), le déplacement et l'angle de flexion (Kajzer 1997 et 1999). Les valeurs de ces auteurs ont été reportées sur le graphe 30. Lors des essais en cisaillement, le déplacement lésionnel mesuré, tandis que l'angle de flexion est inférieur à 5° , est compris entre 16 et 23 mm. Notre valeur-seuil de 18,5 mm est donc cohérente avec ces résultats expérimentaux. Quant aux valeurs expérimentales en flexion, les angles lésionnels sont de $12,3^{\circ}$ et $14,6^{\circ}$. La valeur seuil de 11° mesurée à partir des simulations apparaît également cohérente avec les expérimentations de Kajzer et al. Elle reste néanmoins inférieure à ces seuils expérimentaux comme aux seuils lésionnels obtenus par simulation : $15-20^{\circ}$ (Arnoux 2005). Dans ces derniers cas, il s'agissait de critères mesurés pour des essais en flexion pure. Dans notre travail, le cisaillement participe aux sollicitations des ligaments ce qui explique que les critères lésionnels en flexion soient inférieurs.

En considérant l'ensemble des résultats numériques obtenus sur l'impact piéton, avec des vitesses et des lieux d'impact différents, l'analyse des mécanismes lésionnels nous a conduit à ces critères. Pour le genou, les blessures ligamentaires se produisent si **le déplacement en cisaillement excède 18,5 mm ou si l'angle de flexion latérale dépasse 11°** . Ces seuils lésionnels sont en accord avec les résultats expérimentaux obtenus pour cette configuration d'impact.

Chapitre VII – Discussion

Durant tout ce travail, nous nous sommes attaché à étudier le comportement du membre pelvien de certains usagers vulnérables (le cycliste et le piéton). Les simulations qui ont été conduites ont montré que le modèle Éléments Finis utilisé était parfaitement apte à reproduire les configurations d'impact considérées. Les différents types de résultats (cinématique, accélérations, contraintes, déformations, etc.) ont été relativement cohérents avec les données expérimentales et le modèle a su montrer ses qualités de biofidélité par rapport à des conditions d'impact rencontrées en accidentologie.

Des améliorations restent néanmoins nécessaires. Tout travail numérique se doit d'être au plus près des situations réelles et, pour y parvenir, des perfectionnements sont sans cesse nécessaires. Si l'analyse fournie ici grâce aux Éléments Finis paraît acceptable, ce travail a également permis de cibler les améliorations qu'il serait utile d'apporter au modèle LLMS pour renforcer ses qualités prédictives (de lésions ligamentaires, de fractures, etc.). Cette partie se propose, entre autres, de définir ces aspects par rapport aux différents choix de modélisation. Auparavant, nous allons revenir sur les simulations conduites sur les impacts de cycliste et de piéton.

1. Discussion sur l'impact cycliste

L'une des originalités de ce travail réside dans l'analyse faite sur le membre pelvien d'un cycliste. Dans le domaine expérimental, aucune étude, à notre connaissance, n'a été réalisée sur l'impact latéral de la jambe dont le genou est fléchi à 90°. Peu de modèles numériques se sont intéressés au cycliste. Seul McLundie a réalisé une première approche Éléments Finis de cette situation d'impact (McLundie 2002). En multicorps, quelques modèles ont étudié cet usager vulnérable. Ils sont focalisés sur la cinématique globale du cycliste (Maki 2000) ou la reconstruction d'accidents (Serre 2004) mais plus rarement sur les réponses des segments corporels (Huijbers 1988). Aucune considération sur les blessures du membre pelvien ou les critères lésionnels n'a été présentée dans ces études. Il a donc été difficile de comparer les résultats obtenus dans ce travail avec les données de ces rares simulations.

Lors de l'étude des contraintes sur les structures osseuses, la fracture de la malléole est apparue comme une lésion récurrente. Parce que ce fut également le cas lors des impacts piétons, cette récurrence peut être due à la modélisation de la cheville qui provoque une surestimation de la fracture malléolaire. Nous y reviendrons lors de la discussion concernant le piéton.

Nous nous sommes basé sur les déformations des ligaments du genou pour prévoir les blessures et en déduire les seuils lésionnels en flexion latérale et en cisaillement pour l'articulation. Dans le cas du cycliste, la jambe a dû être fléchie, étape qui a demandé une simulation préliminaire. Nous avons pu remarquer qu'au cours de ce mouvement, l'ensemble des éléments anatomiques (ménisques, patella, ligaments, etc.) présentaient un comportement physiologique. Néanmoins, l'un des bords du LCA a montré une pliure qui ne repose sur aucun mécanisme physiologique. Comme l'élongation est mesurée suivant l'axe principal du ligament, cette singularité ne semble pas avoir influencé les mesures globales de déformation. Il conviendra cependant, lors de futures simulations, de corriger la tenue du LCA lors de la flexion. Nous avons également pu remarquer que, lors des différentes configurations testées, le LCA était beaucoup plus souvent touché que le LCL. Cela aurait tendance à montrer que le cisaillement, en tant que mécanisme de blessure, est prépondérant dans cette situation d'impact et pour la position de la jambe considérée.

L'analyse réalisée sur le genou a permis de proposer des critères lésionnels en flexion latérale et en cisaillement. Pour une vitesse d'impact donnée, ces seuils suivent une tendance linéaire (cf. paragraphe 4. du *Chapitre V*). En fonction des valeurs lésionnelles obtenues pour l'angle de flexion et le déplacement en cisaillement, des zones infra et supra-lésionnelles ont pu être proposées. Nous avons également observé, grâce au modèle Éléments Finis, que la protection du genou était plus importante

lorsque l'articulation est fléchie. Ce résultat, observé expérimentalement en impact frontal, n'a jamais été mis en évidence lors de chocs latéraux. Il conviendra de confirmer cette conclusion par des expérimentations réalisées avec différents angles de flexion du genou.

2. Discussion sur l'impact piéton

La reproduction d'impact impliquant le piéton a suivi la même méthodologie que pour le cycliste : étudier les mécanismes de blessure lors d'une simulation de référence puis analyser l'influence des principaux paramètres (vitesse et géométrie de la voiture) sur ces mécanismes.

Concernant la vitesse d'impact, elle est apparue comme un facteur prépondérant pour l'apparition des blessures. Au plus elle est élevée et au plus le risque de blessure est important, comme cela avait pu être constaté dans des études précédentes (Takahashi 2000, Liu 2002). La comparaison des simulations pour différentes vitesses a donc offert des résultats encourageants.

Nous avons ensuite examiné les effets de la géométrie du véhicule sur la réponse du membre pelvien à l'impact. Les composants les plus influents dans cette configuration d'impact sont le pare-choc et le bord du capot. Considérés séparément, ces éléments ont déjà été étudiés par rapport aux mécanismes de blessure du genou. Augmenter la hauteur du pare-choc conduit à accroître le cisaillement et la flexion latérale (Yang 1997, Liu 2002), augmenter l'avancée du pare-choc conduit à accroître le cisaillement et à réduire la flexion latérale (*ibid.*). Pour la hauteur du bord du capot, les conclusions dépendent des auteurs : sa hauteur a "peu d'effet sur l'angle de flexion latéral du genou" pour certains (Liu 2002) tandis que "l'angle de rotation du genou diminue de 49 % lorsque la hauteur du bord du capot décroît de 800 à 600 mm" pour d'autres (Yang 1997). Nous avons plutôt choisi, au lieu de considérer ces facteurs séparément, de tester les grandes classes de véhicule (berline compacte, véhicule familial, utilitaire). Les résultats obtenus pour les mécanismes de blessure sont apparus bel et bien dépendants des géométries. Par exemple, dans les conditions d'impact et pour les géométries testées, un pare-choc large et proéminent favorise la flexion valgus dans l'articulation du genou.

Ces différentes simulations nous ont aussi permis d'examiner les blessures les plus fréquemment rencontrées et les seuils lésionnels pour le genou. Comme lors des impacts cyclistes, la fracture de la malléole médiale fut une lésion récurrente, observée dans la majorité des cas (cinq simulations sur les sept conduites avec le piéton). Cette fracture est certes courante – elle est survenue dans près de quatre cas sur dix lors d'essais expérimentaux de chocs piétons (Escoda 1984) –, mais sa forte récurrence peut suggérer qu'elle est favorisée par la modélisation de la cheville. Celle-ci est représentée de façon simplifiée, en particulier au niveau de l'appareil ligamentaire (voir paragraphe suivant), et ces choix de modélisation ont pu conduire à une surestimation de la fracture malléolaire. Les fractures diaphysaires du tibia et de la fibula se sont également produites fréquemment. Leur occurrence reste toutefois conforme avec les résultats expérimentaux (Escoda 1984) et numériques (Takahashi 2000, Maeno 2001). Pour ces derniers, les auteurs ont constaté des fractures des diaphyses tibiales et fibulaires lors des simulations d'impacts piétons.

À partir des déformations des ligaments et de leur seuil à blessure, les valeurs lésionnelles en flexion valgus et en cisaillement ont été définies pour le genou. Les investigations faites sur les différentes simulations nous ont fait conclure que, pour notre situation d'impact (et pour le piéton), la blessure ligamentaire se produit si le déplacement en cisaillement dépasse 18,5 mm ou si l'angle de flexion latérale est supérieur à 11°. Ces valeurs, nous l'avons déjà signalé, sont incluses dans les intervalles issus des expérimentations présentées dans la littérature. L'angle de flexion lésionnel est compris entre 9 et 14,6° (Levine 1984, Kajzer 1993, 1997 & 1999, Kerrigan 2003, Van Rooij 2003) et il vaut 18,6° en quasi-statique (Ramet 1995). Le déplacement en cisaillement lésionnel est compris entre 14,9 et 22 mm (Ramet 1995, Kajzer 1997 & 1999, Van Rooij 2003), Ramet et al. considèrent que les premières lésions microscopiques apparaissent entre 10 et 15 mm (Ramet 1995).

Des simulations présentées dans la littérature ont également proposé des seuils lésionnels sur le genou. Ces derniers sont fondés, le plus souvent, sur des impacts pour lesquels un seul mécanisme de blessure

est prépondérant. Ainsi, Arnoux et al. ont établi l'angle lésionnel de flexion valgus entre 15 et 20° (essais de flexion pure) et le déplacement lésionnel en cisaillement à 13-15 mm (cisaillement pur) (Arnoux 2004). Dans nos simulations, le seuil lésionnel en flexion est sensiblement inférieur à celui proposé par Arnoux et al. Avec les conditions d'impact rencontrées dans notre travail, le cisaillement est systématiquement associé à la flexion valgus, les deux mécanismes agissant conjointement (mais pas toujours uniment). Ainsi, le cisaillement participe aux sollicitations ligamentaires et induit une valeur lésionnelle en flexion valgus plus petite. Le couplage cisaillement et flexion latérale conduit à des critères lésionnels un peu différents de ceux obtenus avec la flexion latérale ou le cisaillement pur.

Le déplacement lésionnel en cisaillement est un peu supérieur au seuil proposé par Arnoux et al. La combinaison des mécanismes de blessure devrait également conduire à un seuil inférieur dans nos simulations mais un autre facteur intervient dans l'évaluation des mécanismes de blessure. Comme nous considérons la déformation globale du ligament, les critères appliqués aux ligaments correspondent à la survenue de la rupture. Lors des simulations de Arnoux et al., les critères étaient appliqués sur des déformations locales, le franchissement du seuil s'apparente donc à un endommagement local. C'est la raison pour laquelle il survient à des amplitudes de cisaillement moins importantes (critères plus contraignants). Comme les champs de déformation ne sont pas homogènes sur les ligaments mais se présentent plutôt comme des gradients de déformation (Arnoux 2000, Subit 2004), l'étude des déformations locales peut apporter des indications précieuses sur les mécanismes de blessure. Bien qu'elle n'ait pas été réalisée dans ce travail, elle devra être prise en compte lors de futures simulations.

Les observations et discussions présentées jusqu'ici concernaient spécifiquement les configurations d'impact considérées. Les différentes simulations ont révélé des limites au modèle ou, tout au moins, des améliorations qu'il serait utile d'apporter. Elles sont développées ci-dessous spécifiquement pour chaque ensemble anatomique.

3. Modélisation des articulations

L'étude du membre pelvien s'est largement focalisée sur le genou, articulation fréquemment touchée chez les usagers vulnérables. Les autres articulations (la cheville et la hanche), traditionnellement moins atteintes dans les configurations d'impact considérées, ont été modélisées de façon plus simplifiée. Ainsi, l'appareil ligamentaire de la cheville, parce que qu'il est constitué de petites structures, a été modélisé par des ressorts unidirectionnels. Pour représenter la hanche, nous avons utilisé une liaison cinématique (ressort sans dimension). Nous allons revenir sur les conséquences de ces choix de modélisation pour les articulations.

La *cheville*, nous l'avons dit, a vu son appareil ligamentaire être représenté par des séries de ressorts unidirectionnels. Cette modélisation, justifiée par la taille des structures, ne permet pas une étude précise des lésions ligamentaires ni, contrairement à ce qui a pu être fait sur le genou, une analyse des mécanismes de blessure et des seuils lésionnels correspondants. Nous avons signalé que, lors des différentes simulations, la fracture malléolaire est apparue de manière récurrente. Or, dans les données épidémiologiques, elle ne semble pas être spécifiquement associée à ce type d'impact. Pour les piétons, elle se produit dans presque un cas sur trois en expérimentation (Escoda 1984). Pour les cyclistes, les atteintes à la cheville n'apparaissent pas dans les blessures les plus fréquentes du membre pelvien, contrairement à celles du genou (UMRETTE 2002). Cette apparente surestimation de la fracture malléolaire peut provenir des choix de modélisation faits pour l'articulation. La simplification de la cheville – l'appareil ligamentaire est modélisé par des séries de ressort – pourrait conduire à une réponse de l'articulation qui ne serait pas parfaitement adaptée et à une exagération des contraintes sur les malléoles. Une modélisation plus fine de la cheville, travail actuellement en cours sur le modèle LLMS, permettra de mieux analyser le comportement de cette articulation et de prédire plus convenablement les lésions.

La hanche a été modélisée par une liaison cinématique qui permet de coupler le modèle LLMS au mannequin Hybrid III. Les amplitudes de mouvement, qui peuvent influencer la réponse du membre

pelvien à l'impact (Chalandon 2004), doivent respecter les limites physiologiques. Ces limites ont été définies suivant les relations forces/déplacements et moments/rotations indiquées par Audu et Davy (Audu 1985). Pour certaines simulations d'impact, une fracture du col fémoral est survenue sans que cette lésion soit réellement caractéristique des victimes piétons ou cyclistes (UMRETTE 2002). La mise en place de la liaison cinématique nécessite la définition en corps rigide de l'extrémité de la tête fémorale. Cette modélisation peut, localement, modifier la répartition des contraintes et les concentrer sur le col fémoral, précipitant la fracture. Comme pour la cheville, une modélisation de la hanche incluant l'appareil ligamentaire et une description plus fine des éléments anatomiques est en cours d'implémentation dans le modèle LLMS. Cette nouvelle version du modèle nous permettra de conclure sur la réelle fréquence de ces fractures dans nos situations d'impact.

Le *genou*, modélisé avec une grande précision, inclut tous les éléments anatomiques de l'articulation, y compris les ménisques et le cartilage, contrairement à certains modèles de la littérature (cf. *Chapitre II*). Dans la version du modèle LLMS utilisée ici, les ligaments du genou ne sont pas précontraints. Leur état initial ne correspond donc pas exactement à la situation physiologique réelle. Néanmoins, la mesure de la flexion latérale dans le modèle, comparée à celle de l'expérimentation (cf. *Chapitre IV*, graphe 4), montre que la réponse du genou est conforme (même amplitude pour l'angle) mais qu'un léger décalage temporel existe. Pour les ligaments, les critères lésionnels en déformation utilisés, qui ont été définis en tenant compte de l'absence de précontrainte, sont apparus adéquats pour prédire les blessures. Ainsi, les mécanismes de blessure se révèlent correctement modélisés et les seuils lésionnels correspondants appropriés.

4. Propriété de matériaux

Bien que basées sur des résultats expérimentaux, les lois de matériau utilisées dans le modèle montrent quelques simplifications. Ainsi, le comportement des os (loi élasto-plastique) est isotrope et symétrique. Or, la résistance de ce matériau présente en fait un comportement dissymétrique : sa résistance à la traction est plus importante que sa résistance à la compression (Yamada 1970, Jundt 2003). On considère que c'est un matériau orthotrope (Wirtz 2000) voire anisotrope (Iyo 2004). Une simplification du comportement est nécessaire car il ne serait pas possible de fournir tous les paramètres mécaniques d'une loi (trop) complexe. L'élargissement des connaissances sur le comportement de l'os devrait néanmoins nous permettre, à terme, d'affiner les lois utilisées dans les modèles. La modélisation de la rupture est également problématique. Les ligaments sont définis par une loi visco-élastique (modèle de Poynting-Thomson, seule loi élasto-plastique applicable aux coques avec le logiciel Radioss) qui ne prend pas en compte l'endommagement. À ce jour, les logiciels de simulation numérique peinent à modéliser correctement la rupture lors de sollicitations rapides (Drazetic 2003). Des études récentes, utilisant des lois définies par l'utilisateur (avec le logiciel Radioss), devraient permettre d'aboutir à l'implémentation du processus d'endommagement spécifique à chaque matériau biologique (Jundt 2005 a & b). Ce travail offrira la possibilité de mieux modéliser non seulement les fractures mais aussi la rupture ligamentaire, évaluée jusqu'ici qu'indirectement.

La loi de comportement des muscles demanderait également à être perfectionnée. Les muscles sont considérés dans le modèle sous leur forme passive. Dans la mesure où, dans notre étude sur les usagers vulnérables, les expérimentations sont réalisées avec des sujets d'anatomie, la tonicité musculaire n'a pas été prise en compte lors des simulations reproduisant ces essais. Une modélisation biofidèle des muscles a toutefois été développée pour le modèle LLMS (Behr 2005b). Elle pourra être utilisée dans les présentes configurations d'impact afin que l'analyse réalisée sur le membre pelvien soit étendue de manière plus réaliste à l'accidentologie des usagers vulnérables. Le maillage constitutif des muscles passifs a été raffiné et mieux adapté à la flexion du genou. Nous avons néanmoins conservé la loi de comportement élastique attribuée à ceux-ci. De ce fait, les propriétés dissipatrices que pourraient avoir les muscles passifs ne sont pas prises en compte. C'est aussi ce qui pourrait expliquer les apparitions fréquentes de fracture à la malléole, comme discuté précédemment. En modifiant leur loi de matériau, les muscles passifs seraient en mesure de dissiper une partie de l'énergie d'impact et conduirait à réduire la surestimation présumée de ce type de blessure. C'est là tout l'importance de la modélisation

des tissus biologiques : un comportement imparfait peut conduire à méjuger ce qui se produit lors d'un impact. Cette observation sur l'influence des muscles passifs, au travers de leur propriété, reste une hypothèse. Il conviendra de l'analyser dans le modèle.

Il ne s'agissait pas, dans ce chapitre, de remettre en cause la validité des résultats mais bien de présenter les limites auxquelles tout modèle numérique doit nécessairement se heurter. Au-delà de l'analyse des mécanismes lésionnels développée grâce aux simulations en Éléments Finis, ce travail consistait aussi à identifier les limites du modèle qui pourraient conduire à des perfectionnements. Certaines de ces améliorations, développées préalablement, sont en passe d'être intégrées au modèle LLMS. D'autres, révélées ou confortées par la présente étude, nécessiteront des travaux qui seront menés à bien dans un horizon proche.

Synthèse de la Partie 3

Basé sur un essai expérimental, un impact cycliste a été reproduit avec le modèle éléments finis du membre pelvien couplé à un mannequin Hybrid III rigide. Il a consisté en un impact centré d'un véhicule sur le membre pelvien droit du cycliste. La voiture dont la vitesse s'élevait à 32 km/h fut en position de freinage, avec une décélération de 0,8 g dès le premier impact. La simulation a été conforme avec la cinématique caractéristique de cette configuration, telle qu'elle a été observée lors de l'expérimentation (filmée par des caméras rapides). Les courbes d'accélération ont également montré de bonnes corrélations avec les valeurs expérimentales même si des écarts persistent. Ils ont été attribués à l'utilisation d'accéléromètres uni-axiaux qui rendent les mesures fortement dépendantes de l'orientation des axes. Les résultats cinématiques et d'accélération ont globalement confirmé le bon comportement du modèle pour la situation d'impact considérée.

La simulation est apparue comme un outil particulièrement utile pour analyser les mécanismes de blessure sur le membre pelvien. La répartition des contraintes a mis en évidence les zones corporelles les plus vulnérables : les malléoles et l'éminence intercondylienne tibiale. Les déformations des ligaments du genou, par l'intermédiaire des seuils lésionnels, ont permis d'investiguer les atteintes subies par ces structures. Les deux principaux mécanismes de blessure observés sur la cinématique articulaire du genou, le cisaillement et la flexion varus, ont été mesurés. Lors de la première blessure ligamentaire (seul le LCA est touché), les valeurs en cisaillement et en flexion varus se sont élevées à 19 mm et 27° respectivement, elles définissent les critères lésionnels pour ce type d'impact. Les configurations ont ensuite été étendues à de nouvelles simulations pour lesquelles les paramètres de l'impact ont été (séparément) modifiés. Une extension plus importante du genou (120° au lieu de 90°) semble conduire à des critères lésionnels plus faibles. Une vitesse attribuée au cycliste n'entraîne pas de modification significative de ces seuils. Les deux paramètres les plus influents de la voiture (la vitesse et la géométrie) ont également été modifiés. Pour une vitesse d'impact donnée, nous avons pu observer que, lorsqu'un des mécanismes de blessure devient faible, le seuil lésionnel de l'autre mécanisme est d'autant plus élevé. Cela a permis de définir les frontières infra et supra-lésionnelles – du fait d'une relation linéaire entre le seuil en cisaillement et celui en flexion varus – pour les configurations d'impact testées.

L'analyse a ensuite été étendue à l'impact piéton avec les mêmes paramètres (impact latéral sur le piéton, véhicule à 32 km/h avec freinage, etc.). La cinématique a reproduit les différentes étapes caractéristiques de l'impact piéton. La répartition des contraintes a mis en exergue les structures osseuses les plus vulnérables. En particulier la malléole médiale et les diaphyses tibiale et fibulaire subissent une fracture. Les ligaments du genou ont été fortement sollicités, avec des ruptures présumées pour les ligaments croisés et le LCM. Suivant une approche similaire à l'impact cycliste, les mécanismes de blessure (cisaillement et flexion valgus) ont été analysés. Avec la jambe en extension, les seuils lésionnels en cisaillement et en flexion latérale (correspondant à la première blessure ligamentaire) atteignent 20,5 mm et 8° respectivement. Le cisaillement est donc prédominant dans la présente configuration de choc. La multiplication des simulations (modification de la vitesse et de la géométrie du véhicule) nous a conduit à cette conclusion sur les mécanismes de blessure : les blessures ligamentaires se produisent si le déplacement en cisaillement excède 18,5 mm ou si l'angle de flexion latérale dépasse 11°.

Le manque d'étude sur la configuration du choc cycliste rend difficile la confrontation des critères de blessure établis dans ce travail avec des résultats tirés de la littérature. Pour le piéton, les critères obtenus sont cohérents avec les données expérimentales recueillies en flexion et en cisaillement purs. Nous avons néanmoins trouvé des seuils lésionnels un peu différents de ceux fournis par une étude numérique similaire. Celle-ci, par la reproduction d'essais en flexion et en cisaillement purs, définissait les critères lésionnels suivant les déformations locales des ligaments. Parce que nous avons considéré les déformations globales, nos critères (qui s'apparent à une rupture de ligament plutôt qu'à un endommagement local) sont donc moins sévères. Une prochaine étape à ce travail consistera en la prise en compte de modifications sur les éléments qui ont pu limiter l'analyse et le modèle : perfectionnement des lois de matériaux qui, entre autres, devront mieux simuler le processus d'endommagement, amélioration de la modélisation des articulations (hanche et cheville) et de l'analyse locale des déformations des ligaments.

CONCLUSION

Les usagers vulnérables, entendu qu'il s'agit ici des usagers de la route non protégés par un habitacle, paient un très lourd tribut en termes de morts et de blessés lors d'accidents. À l'échelle mondiale, ils représentent la catégorie la plus touchée par les traumatismes de la circulation, quantifiés en Année de Vie Corrigée de l'Incapacité (OMS 2004). Parmi les blessures non mortelles, le membre pelvien est le segment corporel le plus fréquemment atteint. Ce travail s'est donc proposé d'analyser les mécanismes de blessure survenant sur le membre pelvien des piétons et des cyclistes pour différentes conditions d'impact.

Pour ce faire, un modèle Éléments Finis, validé auparavant dans différentes configurations d'impact, a été utilisé. Basés sur des essais expérimentaux, des impacts – fractionnés dans un premier temps, en pleine échelle sur un essai cycliste ensuite – ont été reproduits. La comparaison expérimental/numérique a permis de vérifier, et parfois de limiter, la validité du modèle au regard des essais. L'extension à de nouvelles configurations, par modification des paramètres du véhicule (vitesse et géométrie d'impact) et de l'utilisateur vulnérable (position de la jambe, cas de l'impact piéton), a approfondi l'analyse des mécanismes de blessure et des critères lésionnels associés. Nous allons revenir sur les principales conclusions établies pour chacune de ces étapes.

Impacts fractionnés sur la jambe

L'étude bibliographique a mis en évidence le manque de données expérimentales sur la réponse du membre pelvien fléchi en impact latéral. Il s'agit pourtant de la configuration la plus fréquente lors des impacts cyclistes. De tels essais ont donc été conduits au LBA et reproduits avec le modèle LLMS. La comparaison a été faite suivant les niveaux d'accélération et la cinématique.

- La cinématique du membre pelvien a été correctement reproduite par le modèle Éléments Finis pour ces essais fractionnés.
- Les accélérations mesurées sur le tibia et le fémur montraient parfois des écarts importants entre le modèle et l'expérimentation. Les résultats d'accélération, seuls, ne permettent de conclure sur la concordance du modèle avec les essais d'un point de vue quantitatif.
- Pour chaque condition d'impact (en particulier pour la vitesse d'impact), un seul essai a été réalisé, ce qui ne permet pas de garantir la reproductibilité expérimentale. Néanmoins, la concordance des simulations est apparue globalement satisfaisante d'un point de vue qualitatif.
- L'angle de flexion latérale sur le genou (tibia relativement au fémur) a été mesuré dans la simulation et comparé à celui obtenu dans l'expérimentation. Leurs amplitudes et évolutions similaires ont permis de valider cette méthode de mesure qui sera généralisée par la suite aux impacts des usagers vulnérables.

Impacts du cycliste

Avec le modèle LLMS couplé à un mannequin rigide, nous avons reproduit un impact latéral cycliste. La comparaison avec les résultats expérimentaux s'est faite suivant la cinématique et les niveaux d'accélération. Les simulations ont permis d'approfondir le bilan lésionnel (fractures et dommages ligamentaires) et l'analyse des mécanismes de blessure ainsi que de mesurer l'influence des principaux paramètres de l'impact.

- L'adéquation de la simulation avec l'expérimentation valide les choix de modélisation (couplage avec un mannequin rigide) et la capacité du modèle Éléments Finis à reproduire une telle configuration d'impact

- La vitesse d'impact comme la géométrie du véhicule se sont avérées être des facteurs particulièrement influents sur la réponse du membre pelvien du cycliste.
- Au vu des différentes simulations, la fracture de l'éminence intercondylienne tibiale est apparue comme la lésion la plus courante. La fracture des malléoles et la rupture du LCA se sont révélées être des blessures communes lors de l'impact cycliste.
- Les seuils lésionnels en cisaillement et en flexion latérale (varus), mécanismes de blessure prépondérants, ont été estimés pour le genou. Pour le cycliste, les deux seuils semblent interdépendants: une lésion peut apparaître pour un niveau de cisaillement (respectivement de flexion latérale) faible si, en parallèle, le niveau de flexion latérale (respectivement de cisaillement) est assez élevé. Pour une vitesse d'impact donnée, la frontière supra-lésionnelle obéit à une relation linéaire (à coefficient directeur négatif) entre le déplacement en cisaillement et l'angle de flexion latérale.

Impact du piéton

L'étude de l'usager vulnérable a été étendue au piéton, l'usager de la route le plus fréquemment atteint dans les accidents de la circulation. La démarche méthodologique du cycliste a été ici reprise.

- Les ligaments du genou ainsi que les structures osseuses sont fortement sollicités (à des niveaux plus importants que le cycliste). Les lésions observées sont conformes à la situation d'impact et aux études antérieures sur le piéton.
- La vitesse et la géométrie du véhicule se sont à nouveau avérés être des paramètres influençant fortement la réponse du membre pelvien. La fracture tibia/fibula ainsi que celle de la malléole médiale apparaissent comme des blessures communes pour le piéton. Les lésions ligamentaires du genou sont également fréquentes – seul le LCL est faiblement sollicité –.
- Les mécanismes de blessure dominants sur le genou sont le cisaillement et la flexion latérale (valgus). Au regard de l'ensemble des résultats numériques, il apparaît que l'articulation est atteinte lorsque le cisaillement dépasse 18,5 mm ou l'angle de flexion 11°.

Remarques conclusives

Si nous nous sommes intéressé dans la présente étude à l'usager vulnérable, les impacts piéton et cycliste ont finalement montré de nombreuses différences. Certes, l'impact du véhicule se produit directement sur le membre pelvien, c'est même en cela que ces usagers sont qualifiés de "vulnérables". Les impacts cycliste et piéton diffèrent toutefois sur de multiples aspects, à commencer par les conditions initiales. Le cycliste est surélevé sur sa bicyclette, il présente donc, par rapport au piéton, une position pré-impact foncièrement différente. En particulier, le genou est fléchi dans un cas, il est en extension dans l'autre. Pour un même véhicule, le lieu d'impact est également différent. Enfin, la présence de la bicyclette, qui interagit avec le membre pelvien, revêt une influence non négligeable. À partir de là, les résultats obtenus pour chacun de ces usagers vulnérables se sont distingués sur :

- La **cinématique** : Le membre pelvien du piéton est chargé par le poids du corps et le pied, en contact avec le sol, subit des forces de frottement. Lors d'un impact, alors que la cuisse s'enroule sur le capot de la voiture, la jambe reste en retrait sous le pare-choc. Avec le cycliste, le poids du corps n'est pas transmis au membre pelvien (position assise). En revanche, la bicyclette entrave le mouvement d'éjection de la jambe consécutif à l'impact.
- Les **fractures** : Avec le genou fléchi du cycliste, les blessures communes sont des fractures intra-articulaires (telle celle de l'éminence intercondylienne tibiale) et malléolaires. Le piéton, dont le chargement du corps sur le membre pelvien heurté influe vraisemblablement l'apparition des lésions, montre plutôt des fractures diaphysaires des os longs ainsi que des fractures malléolaires.
- Les **mécanismes de blessure** : Si le cisaillement fut présent quelle que soit la victime (piéton et cycliste), la flexion latérale s'est distinguée dans son orientation. Du fait des lieux d'impact et des positions initiales, le membre pelvien du cycliste fut sollicité en varus, celui du piéton en valgus.
- Les **blessures ligamentaires** : Pour le cycliste, les ligaments croisés (surtout le LCA) ont été fréquemment endommagés. Avec la flexion valgus, le LCL a montré des niveaux de déformation

importants. Quant au piéton, la flexion varus sollicite davantage le LCM. Les ligaments croisés restent quasi-systématiquement endommagés.

- Les **seuils lésionnels** : Pour les mécanismes précédemment cités, les seuils correspondants à la première blessure ligamentaire ont montré des niveaux différents. En ce qui concerne le cycliste, les valeurs-seuils en cisaillement comme en flexion sont plus élevées que dans le cas du piéton. La flexion à 90° du genou serait donc un facteur "protecteur" de l'articulation par rapport au genou en extension, comme cela a déjà été remarqué expérimentalement en impact frontal (différents angles de flexion du genou pour un sujet assis).

Il serait donc inexact de considérer que l'étude de l'ensemble des usagers vulnérables se ramène à celle du piéton. En particulier, les tests réglementaires sur les voitures généralisent la protection des piétons à tous les usagers vulnérables (dont les cyclistes). Les différences exposées entre les chocs cycliste et piéton sont suffisamment significatives pour amener une différenciation pour chacun d'entre eux.

En perspective à ce travail, de nouvelles situations d'impact pourront être explorées. Notre étude s'est limitée aux usagers vulnérables non motorisés. Cependant, les utilisateurs de cyclomoteurs et motocyclettes appartiennent à une catégorie routière de plus en plus impliquée dans les accidents. La vitesse de leur véhicule peut induire des modifications non négligeables sur la réponse à l'impact par rapport aux usagers non motorisés.

Avec l'élaboration de modèles éléments Finis toujours plus performants, la modélisation des parties corporelles gagnent toujours davantage en précision. Il sera bientôt possible de réaliser des simulations d'impact avec un modèle biofidèle et détaillé de l'ensemble du corps humain. L'étude des usagers vulnérables sera alors étendue à toutes les parties corporelles dont les mécanismes de blessure propres pourront montrer des interactions.

REFERENCES

A

- AAAM Association for the Advancement of Automotive Medicine (2001) Abbreviated Injury Scale (AIS) 1990 – Update 98. Des Plaines IL (USA)
- Arnoux P.J. (2000) Modélisation des ligaments des membres porteurs. PhD. Thesis, Marseille, 3 March 2000
- Arnoux P.J., Kang H.S., Kayvantash K., Brunet C., Cavallero C., Beillas P., Yang H. (2001) The Radioss Lower Limb Model for safety: application to lateral impacts. Proc. of the Int. Radioss User Conf., Sophia-Antipolis (France)
- Arnoux P.J., Thollon L., Kayvantash K., Behr M., Cavallero C., Brunet C. (2002) Advanced lower limb model with Radioss, application to frontal and lateral impact Radioss lower limb model for safety. Proc. of the Int. IRCOBI Conference, Munich (Germany)
- Arnoux P.J., Cesari D., Behr M., Thollon L., Brunet C. (2004) Pedestrian lower limb injury criteria evaluation A finite element approach. Proc. of the Int. IRCOBI Conf., Graz (Austria)
- Arnoux P.J., Behr M., Thollon L., Cardot J., Cesari D., Brunet C. (2005) Pedestrian lower limb injury criteria evaluation. A finite element approach. *Revue Européenne des Elements Finis* 14 (4-5): 487-515
- Atkinson P., Atkinson T., Haut R., Eusebi C., Maripudi V., Hill T., Sambatur K. (1998) Development of Injury Criteria for Human Surrogates to Address Current Trends in Knee-to-Instrument Panel Injuries. Proc. of the 42nd Stapp Car Crash Conf., Warrendale PA (USA), paper 983146: 13-31
- Audu, M. L., Davy, D. T. (1985) The Influence of Muscle Model Complexity in Musculoskeletal Motion Modeling. *Journal of Biomechanical Engineering* 107 (2): 147-57
- Autuori B., Delille C., Delille R., Bruyère K., Masson C., Drazétic P. (2005) Assessment of the FE model mesh influence on the mechanical properties identified for cranial bone. *Revue Européenne des Elements Finis* 14 (4-5): 379-95

B

- Bedewi P.G., Bedewi N.E. (1996) Modeling of Occupant Biomechanics with Emphasis on the Analysis of Lower Extremity Injuries. PNS A&I Inc. <http://www.goodpns.com/institute/articles/Lower.asp> accessed 09 November 2005
- Behr M., Arnoux P.J., Serre T., Thollon L., Brunet C. (2005a) Tonic Finite Element Model of the Lower Limb. *Journal of Biomechanical Engineering*. Sous presse
- Behr M., Arnoux P.J., Serre T., Kayvantash K., Brunet C. (2005b) Modeling active muscle for emergency braking simulations. *Computational Fluid and Solid Mechanics*, paper 014-157: 60-63
- Beillas P., Papaioannou G., Tashman S., Yang K.H. (2004) A new method to investigate in vivo knee behavior using a finite element model of the lower limb. *Journal of Biomechanics* 37 (7): 1019-30

Bellier G., Christel P., Colombet C., Jjian P., Franceschi J.P., Sbihi A. (2003) La Reconstruction du ligament croisé antérieur par greffe à deux faisceaux utilisant les tendons de la patte d'oie. *Maîtrise Orthopédique* 128

Bellier G., Djian P. (2005) Anatomie et Mécanique – Physiologie articulaire du genou. <http://www.genou.net/Pages/anatomie/anatomie.htm> accessed 08 November 2005

Bendjaballah M.Z., Shirazi-Adl A., Zukor D.J. (1995) Biomechanics of the human knee joint in compression: reconstruction, mesh generation and finite element analysis. *The Knee* 2 (2): 69-79

Bermond F., Cesari D., Alonzo F., Matyjewski M. (1992) Mathematical Simulation of the Pedestrian Leg in Lateral Impact. *Proc. of the Int. IRCOBI Conf., Verone (Italy)*: 61-73

Bermond F., Ramet M., Bouquet R., Cesari D. (1993) A Finite Element Model of the Pedesrian Knee-Joint in Lateral impact. *Proc. of the Int. IRCOBI Conf., Eindhoven (The Netherlands)*: 117-29

BICAR – Base de données Internationale sur la Circulation et les Accidents de la Route (2005) <http://www.bast.de/htdocs/fachthemen/irtad/francais/irtadlan.htm> accessed 3 November 2005

Bidal S., Serre T., Kayvantash C., Brunet C. (2004) From Organs 2D contours detection to Biofields finite element meshes generation. 9th Conf of 3D Modeling – Biomechanical Modeling, Paris (France), Harbour Conferences

Blankevoort L., Huiskes R. (1996) Validation of a three-dimensional model of the knee. *Journal of Biomechanics* 29 (7): 955-61

Boström L., Nilson B. (2001) A Review of Serious Injuries and Deaths from Bicycle Accidents in Sweden from 1987 to 1994. *The Journal of Trauma – Injury Infection & Critical Care* 50 (5): 900-07

Bouchet A., Cuilleret J. (1983) Anatomie descriptive et fonctionnelle. Le membre supérieur, le membre inférieur, Editions SIMEP, Villeurbanne : 1551-70

Burstein A.H., Reilly D.T., Martens M. (1976) Aging of Bone Tissue: Mechanical Properties. *Journal of Bone and Joint Surgery – American Volume* 58 (1): 82-86

C

CARE Community database on Accidents on the Roads in Europe (2005) http://europa.eu.int/comm/transport/care/statistics/most_recent/detailed_breakdown/index_en.htm accessed 20 October 2005

CCE Commission des Communautés européenne (2003) Directive du Parlement européen et du Conseil relative à la protection des piétons et autres usagers vulnérables de la route en cas de collision avec un véhicule à moteur et modifiant la directive 70/156/CEE. 20003/003 (COD), Bruxelles, 19 Février 2003

Cesari D., Cavallero C., Roche H. (1989) Mechanisms producing lower extremity injuries in pedestrian accident situations. *Proc. of the 33rd AAAM Conf.*

Chalandon S. (2004) Vers un outil d'étude et d'analyse du choc piéton. Mémoire de DEA en Mécanique des Solides, Marseille, Université de la Méditerranée

Chawla A., Mukherjee S., Mohan D., Parihar A. (2004) Validation of lower extremity model in THUMS. *Proc. of the Int. IRCOBI Conf., Graz (Austria)*: 155-66

Chevallier J.M. (1998) Anatomie – Appareil Locomoteur. Ed. Flammarion Médecine-Sciences, Paris

Chidester A.B., Isenberg R.A. (2001) Final Report – The Pedestrian Crash Data Study. Paper Number 248, Proc. of the 17th Int. Tech. Conf. on the Enhanced Safety of Vehicles, Amsterdam (The Netherlands)

Crandall J.R., Bhalla K.S., Madeley N.J. (2002) Designing road vehicles for pedestrian protection. British Medical Journal 324 (7346): 1145-48

D

Dejour D., Reynaud P., Panisset J.C. (1997) Histoire naturelle de la rupture du ligament croisé postérieur. Conf. of the Société Française d'Arthroscopie 1997

Depriester J.P., Perrin C., Serre T., Chalandon S. (2005) Comparison of several methods for real pedestrian accident reconstruction. Proc. of the 19th Int. Tech. Conf. on the Enhanced Safety of Vehicles, Washington D.C. (USA)

Dokko Y., Anderson R., Manavis J., Blumburgs P., McLean J., Zhang L., Yang K.H., King A.I. (2003) Validation of the human head FE model against pedestrian accident and its tentative application to the examination of the existing tolerance curve. Proc. of the 18th Int. Tech. Conf. on the Enhanced Safety of Vehicles, Nagoya (Japan)

Drazétic P., Langrand B., Markiewicz E., Deletombe E. (2003) Outils de conception : un panorama – Crashworthiness design: an overview. Mécanique et Industries 4: 51-61

E

ECMT European Conference of Ministers of Transport – Council of Ministers (2000) Declaration on Safety in Road Traffic for Vulnerable Users – Déclaration relative à la sécurité des usagers vulnérables dans la circulation routière. CEMT/CM(2000)2/FINAL adopted on 30-31 May 2000 (Prague)

EEVC European Enhanced Vehicle-Safety Committee (2002) improved test methods to evaluate pedestrian protection afforded by passenger cars. Working Group 17 Report

Escoda G. (1984) Lésions du membre inférieur lors du choc véhicule piéton. Étude comparative de 50 dossiers expérimentaux et de 50 dossiers cliniques. PhD Thesis, Faculté de Médecine de Marseille, 26 April 1984

Eubanks J.J., Haight W. R. (1992) Pedestrian Involved Traffic Collision Reconstruction Methodology. SAE Technical Paper 921591

F

FHWA – Federal Highway Administration, Department of Transportation (2003) Intersection collision avoidance study. Final Report, Bellomo-McGee Incorporated

G

Goulet C. (1998) Analyse des coûts socio-économiques associés à la morbidité et à la mortalité d'origine sportive et récréative au Québec en 1993. PhD Thesis, Nov. 1998, Gouvernement du Québec, Direction du Loisir et du Sport, Service de la Sécurité

Grösch L., Hochgeschwender J. (1989) Experimental Simulation of Car/Pedestrian and Car/Cyclist Collisions and Application of Findings in Safety Features on the Vehicle. SAE Paper 890751

H

Haight W.R., Eubanks J. J. (1990) Trajectory Analysis for Collisions Involving Bicycles and Automobiles. SAE Paper 900368: 143-60

Hardy R., Watson J., Howard M. (2000) Developments in the simulation of real world car to pedestrian accidents using a pedestrian humanoid finite element model. *Int. Journal of Crashworthiness* 5 (1): 103-117

Hart A. N., Minns R. J., Nabhani F. N., Muckle D. S. (1999) An examination of the internal stresses in articular cartilage of the human patella. *The Knee* 6 (3): 171-74

Hartunian N.S., Smart C.N., Thompson M.S. (1980) The incidence and economics of cancer, motor vehicle injuries, coronary heart disease and stroke: A comparative analysis. *American Journal of Public Health* 70 (12): 1249-60

Haut R.C., Atkinson P.J. (1995) Insult to the Human Cadaver Patellofemoral Joint: Effects of Age on Fracture Tolerance and Occult Injury. *Proc. of the 39th Stapp Car Crash Conf., Warrendale PA (USA)*, Paper 952729: 281-94

Haut Donahue T.L., Hull M.L., Rashid M.M., Jacobs C. (2003) How the stiffness of meniscal material properties affect tibio-femoral contact pressure computed using a validated finite element model of the human joint. *Journal of Biomechanics* 36 (1): 19-34

Hayashi S., Choi H.Y., Levine R.S., Yang K.H., King A.I. (1996) Experimental and analytical study of knee fracture

Hinterwimmer S., Baumgart R., Plitz W. (2002) Tension changes in the collateral ligaments of a cruciate ligament-deficient knee joint: an experimental biomechanical study. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 122 (8): 454-58

Howard M., Thomas A., Koch W., Watson J., Hardy R. (2000) Validation and application of a finite element pedestrian humanoid model for use in pedestrian accident simulations. *Proc. of the Int. IRCOBI Conf.*: 101-119, Montpellier (France)

Huang Y., King A.I., Cavanaugh C. (1994) Finite Element Modeling of Gross Motion of Human Cadavers in Side Impact. *Proc. of the 38th Stapp Car Crash Conf., Warrendale PA (USA)*, SAE Paper 942207: 35-53

Huijbers J.J.W. (1984) A description of bicycle and moped rider accidents aimed to indicate priorities for injury prevention research. *Proc. of the International IRCOBI Conf., Delft (The Netherlands)*

Huijbers J.J.W., Janssen E. G. (1988) Experimental and Mathematical Car-Bicycle Collision Simulations. SAE Paper 881726: 197-211

I

IHRA International Harmonized Research Activities (2001) 2001 Report. Pedestrian Safety Working Group IHRA/PS/200

Ishikawa H., Kajzer J., Schroeder G. (1993) Computer Simulation of Impact Response of the Human Body in Car-Pedestrian Accidents. SAE Paper 933129

Iyo T., Maki Y., Sasaki N., Nakata M. (2004) Anisotropic viscoelastic properties of cortical bone. *Journal of Biomechanics* 37 (9): 1433-37

J

Jacobs G., Aeron-Thomas A., Astrop A. (2000) Estimating global road fatalities. Transport Research Laboratory Report 445

Janssen E. G., Nieboer J. J. (1991) Sub-System Tests for Assessing Pedestrian Protection Based on Computer Simulations. *Proc. of the Int. IRCOBI Conf., Berlin (Germany)*: 263-83

Jilani A., Shirazi-Adl A., Bendjaballah M.Z. (1997) Biomechanics of human tibio-femoral joint in axial rotation. *The Knee* 4 (4): 203-13

Jundt G. (2003) Modèles de rupture des matériaux biologiques – Applications aux éléments finis. Mémoire de DEA en Mécanique des Solides, Marseille, dec. 2003

Jundt G., Arnoux P.J., Kayvantash K., Chabrand P., Brunet C. (2005a) A behaviour law for bone to describe damage and fracture. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 8 (supp. 1), *Proc. of the 30th congress of the Société de Biomécanique, Brussels (Belgium)*: 155-56

Jundt G., Arnoux P.J., Kayvantash K., Chabrand P., Brunet C. (2005b) A radios user's law for bone to describe damage and fracture. *Proc. of the Int. Radioss User Conf., Sophia-Antipolis (France)*

K

Karger B., Teige K., Fuchs M., Brinkmann B. (2001) Was the pedestrian hit in an erect position before being run over? *Forensic Science International* 119 (2): 217-20

Kajzer J., Cavallero, C., Ghanouchi S., Bonnoit J., Ghorbel A. (1990) Response of the Knee Joint in Lateral Impact: Effect of Shearing Loads. *Proc. of the Int. IRCOBI Conf., Bron (france)*: 293-304

Kajzer J. Cavallero C., Bonnoit J., Morjane A., Ghamouchi S. (1993) Response of the Knee Joint in Lateral Impact: Effect of Bending Moment. *Proc. of the Int. IRCOBI Conf., Eindhoven (The Netherlands)*

Kajzer J. Schroeder G., Ishikawa H., Matsui Y., Bosch U. (1997) Shearing and Bending Effects at the Knee Joint at High Speed Lateral Loading. SAE Paper 973326: 3682-96

Kajzer J., Matsui Y., Ishikawa H., Schroeder G., Bosch U. (1999) Shearing and Bending Effects at the Knee Joint at Low Speed Lateral Loading. SAE Paper 1999-01-0712: 129-40

Kapandji A.I. (1970) Physiologie articulaire – schémas commentés de mécanique humaine – membre inférieur. Fascicule II, 3^{ème} édition, ed. Librairie Maloine SA, Paris

Kennedy J.C., Weinberg H.W., Wilson A.S. (1974) The anatomy and function of the anterior cruciate ligament. *Journal of Bone and Joint Surgery – American Volume* 56 (2): 223-35

Kerrigan J.R., Bhalla K.S., Madeley N.J., Funk J.R., Bose D., Crandall J.R. (2003) Experiments for Establishing Pedestrian-Impact Lower Limb Injury Criteria. SAE Technical Paper Series 2003-01-0895

Keyak J.H., Rossi S.A., Jones K.A., Skinner H.B. (1998) Prediction of femoral load using automated finite element modelling. *Journal of Biomechanics* 31 (2): 125-33

Keyak J.H., Rossi S.A. (2000) Prediction of femoral fracture load using finite element models: an examination of stress- and strain-based failure theories. *Journal of Biomechanics* 33 (2): 209-14

Koch W., Howard M., Sferco R. (2002) Comprehensive approach to increased pedestrian safety in pedestrian-to-car accidents. *Proc. of the International Conf. of Mechanical Engineers*: 285-309

Konosu, A., Ishikawa, H., Kant, R. (2000) Development of computer simulation models for pedestrian subsystem impact tests. *JSAE Review* 21 (1): 109-15

Kress T.A., Snider J.N., Porta D.J., Fuller P.M., Wasserman J.F., Tucker G.V. (1993) Human Femur Response to Impact loading. *Proc. of the Int. IRCOBI Conf., Eindhoven (Netherlands)*: 93-104

L

Larsen L.B., Larsen C.F., Kain L., de Haas N., Nordentoft E. (1991) Epidemiology of bicyclist's injuries. *Proc. of the Int. IRCOBI Conf., Berlin (Germany)*: 217-30

Levine R., Begeman P., King A. (1984) An Analysis of the Protection of Lateral Knee Bracing in Full Extension Using a Cadaver Simulation of Lateral Knee Impact. *American Academic of Orthopedica Surgical*

Li G., Gil J., Kanamori A., Woo S. (1999) A Validated Three-Dimensional Computational Model of a Human Knee Joint. *Journal of Biomechanical Engineering* 121 (6): 657-62

Liu X.J., Yang J.K., Lövsund P. (2002) A Study of Influences of Vehicle Speed and Front Structure on Pedestrian Impact Responses Using Mathematical Models. *Traffic Injury Prevention* 3 (1): 31-42

Lobdell T.E., Kroell C.K., Schneider D.C., Hering W.E., Nahum A.M. (1973) Impact response of the human thorax. *Human impact response: Measurement and simulation*, Plenum Press, New-York: 201-45

Loic L.B. (1999) *Radioss Theory Manual 99 Provisional Version 4.2*. Mecalog SARL

M

Maeno T., Hasegawa J. (2001) Development of a finite element model of the Total HUMAN Model for Safety (THUMS) and application to car-pedestrian impacts. *Proc. of the 17th Int. Tech. Conf. of the Enhanced Safety of Vehicles, Amsterdam (The Netherlands)*

Maki T., Asai T., Kajzer J. (2000) The behavior of bicyclists in accidents with cars. *JSAE Review* 21 (3): 357-63

Maki T., Kajzer J., Mizuno M., Sekine Y. (2003) Comparative analysis of vehicle-bicyclist and vehicle-pedestrian accidents in Japan. *Accident Analysis and Prevention* 35 (6): 927-40

Mannor D.A., Shearn J.T., Grood E.S., Noyes F.R., Levy M.S. (2000) Two-Bundle Posterior Cruciate Ligament Reconstruction – An In Vitro Analysis of Graft Placement and Tension. *The American Journal of Sports Medicine* 28 (6): 833-45

Masson C., Cesari D., Basile F., Beaugonin M., Tramencon A., Allain J.C., Haug E. (1999) Quasi static ankle/foot complex behaviour : experimental tests and numerical simulations. *Proc. of the Int. IRCOBI Conf., Sitges (Spain)*

Masson C., Vinel H., Cavallero C., Brunet C. (2002) response of the human pelvis-femur-knee complex during low speed frontal impact. *Proc. of the Int. IRCOBI Conf., Munich (Germany)*

Masson C., Arnoux P.J., Brunet C., Cesari D. (2005a) Pedestrian injury mechanisms & criteria coupled A coupled experimental and finite element approach. *Proc. of the 19th Int. Tech. Conf. on the Enhanced Safety of Vehicles, Washington D.C. (USA)*

Masson C., Thollon L., Cesari D., Brunet C. (2005b) Effects of static high compression on human foot-ankle: biomechanical response and injuries. *Surgical and Radiologic Anatomy* 27 (4)

McHenry R.R. (1963) Analysis of Automobile Passenger-Restraint Systems. *Proc. of the 7th Stapp Car Crash Conf., Playa del Rey CA (USA): 207-49*

McLundie B. (2002) Adaptation of a pedestrian finite element model for use in simulating two-wheeled rider-to-car accident scenarios. *Proc. of the Int. Conf. of Mechanical Engineers: 335-44*

Miller T.R., Luchter S., Brinkman C.P. (1989) Crash costs and safety investment. *Accident Analysis and Prevention* 21 (4): 303-15

Mizuno Y., Ishikawa H. (2001) Summary of IHRA Pedestrian Safety WG Activities – Proposed Test Methods to Evaluate Pedestrian Protection Afforded by Passenger Car. *Proc. of the 17th Int. Tech. Conf. on Enhanced Safety of Vehicles, Amsterdam (The Netherlands)*

N

Nagasaka K., Mizuno K., Tanaka E., Yamamoto S., Iwamoto M., Miki K., Kajzer J. (2003) Finite Element Analysis of Knee Injury Risks in Car-to-Pedestrian Impacts. *Traffic Injury Prevention* 4 (4): 345-54

NHTSA National Highway Traffic Safety Administration (2003) Traffic Safety Facts 2003 Data – Pedestrians. DOT HS 809 769

NHTSA National Highway Traffic Safety Administration (2005) <http://www-nrd.nhtsa.dot.gov/departments/nrd-11/fea.html> accessed 19 October 2005

Nyquist G.W., Cheng R., El-Bohy A.R., King A.I. (1985) Tibia Bending: strength and response. *Proc. of the 29th Stapp Car Crash Conf., Warrendale PA (USA), paper 851728: 99-112*

O

Odero W., Garner P., Zwi A. (1997) Road traffic injuries in developing countries: a comprehensive review of epidemiological studies. *Tropical Medicine and International Health* 2 (5): 445-60

OECD Organisation for Economic Co-operation and Development (1998) Safety of Vulnerable Road Users. DSTI/DOT/RTR/RS7(98)1/FINAL, Scientific Expert Group on the Safety of Vulnerable Road Users (RS7)

Olkkonen S. (2002) The impact sites of car fronts for fatal injuries of pedestrians and cyclists, analysis of the urban accidents in Finland in 1988 – 1989. Proc. of the Int. IRCOBI Conf., Munich (Germany)

OMS Organisation Mondiale pour la Santé (2004) Rapport mondial sur la prévention des traumatismes dus aux accidents de la circulation. Sous la direction de M. Peden et al., OMS, Genève

ONISR Observatoire National Interministériel de Sécurité Routière (2002a) La Sécurité des bicyclettes de 1992 à 2001– Étude sectorielle. La Documentation française – Paris, 2002

ONISR Observatoire National Interministériel de Sécurité Routière – Rouges M.A., Renaud T., Lagache M., Chapelon J. (2002b) La Sécurité des piétons en 2001 – Étude sectorielle. La Documentation française – Paris, 2002

Otte D. (1989) Injury Mechanism and Crash Kinematic of Cyclists in Accidents – An Analysis of Real Accidents. Proc. of the 33rd Stapp Car Crash Conf., Warrendale PA (USA), Paper 892425

Otte D., Pohlemann T. (2001) Analysis and load assessment of secondary impact to adult pedestrians after car collisions on roads. Proc. of the Int. IRCOBI Conf., Isle of Man (UK)

P

Park S.E., DeFrate L.E., Suggs J.F., Gill T.J., Rubash H.E., Li G. (2005) The change in length of the medial and lateral collateral ligaments during in vivo knee flexion. The Knee 12 (5): 377-82

Penrose J.M.T., Holt G.M., Beaugonin M., Hose D.R. (2002) Development of An Accurate Three-dimensional Finite Element Knee Model. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 5 (4): 291-300

Périé D., Hobatho M. C. (1998) In vivo determination of contact areas and pressure of the femorotibial joint using non-linear finite element analysis. Clinical Biomechanics 13 (6): 394-402

Piazza S. J., Delp S. L. (1996) The Influence of muscles on knee flexion during the swing phase of gait. Journal of Biomechanics 29 (6): 723-33

Prietto M.P., Bain J.R., Stonebrook S.N., Settlege R.A. (1988) Tensile strength of the human posterior cruciate ligament (PCL). 34th Annual Orthopaedic Research Society, Atlanta GA(USA)

R

Rabl W., Haid C., Krismer M. (1996) Biomechanical properties of the human tibia: fracture behavior and morphology. Forensic Science International 83 (1): 39-49

Ramet M., Bouquet R., Bermond F., Carire Y. (1995) Shearing and Bending human knee joint tests in quasi-static lateral load. Proc. of the Int. IRCOBI Conf., Brunnen (Switzerland): 93-105

Räsänen M., Summala H. (1998) Attention and expectation problems in bicycle-car collisions: an in-depth study. Accident Analysis and Prevention 30 (5): 657-66

Ravani B., Broughham D., Mason R. T. (1981) Pedestrian Post-Impact Kinematics and Injury Patterns. SAE Paper 811024

Roudsari B.S., Mock C.N., Kaufman R., Grossman D., Henary B.Y., Crandall J. (2004) Pedestrian crashes: higher injury severity and mortality rate for light truck vehicles compared with passenger vehicles. *Injury Prevention* 10 (3): 154-58

S

Schreiber P., Crandall J., Micek T., Hurwitz S., Nusholtz G. (1997) Static and Dynamic Bending Strength of the Leg. *Proc. of the Int. IRCOBI Conf.*, Hanover (Germany)

Schuster P.J., Chou C.C., Prasad P., Jayaraman G. (2000) Development and validation of a Pedestrian Lower Limb Non-Linear 3-D Finite Element Model. *Proc. of the 44th Stapp Car Crash Conf.*, Warrendale PA (USA), Paper 2000-01-SC01

Selles R. W., Bussmann J. B J., Wagenaar R. C., Stam H. J. (2001) Comparing predictive validity of four ballistic swing phase models of human walking. *Journal of Biomechanics* 34 (9): 1171-77

Serre T., Bohn M., Llari M., Cavallero C., Perrin C. (2004) Detailed investigations and reconstructions of real accidents involving vulnerable road users. *Proc. of the 1st Int. Conf. on Expert Symposium on Accident Research 2004*, Hanover (Germany)

Shugar T.A (1975) Transient Structural Response of the Linear Skull-Brain System. *Proc. of the 19th Stapp Car Crash Conf.*, Warrendale PA (USA), paper 751161: 581-614

Simončič M. (2001) Road accidents in Slovenia involving a pedestrian, cyclist or motorcyclist and a car. *Accident Analysis and Prevention* 33 (2): 147-56

Stone M., Broughton J. (2003) Getting off your bike: cycling accidents in Great Britain in 1990-1999. *Accident Analysis and Prevention* 35 (4): 549-56

Stromsoe K., Hoiseth A., Alho A., Kok W.L. (1995) Bending Strength of the femur in relation to non-invasive bone mineral assessment. *Journal of Biomechanics* 28 (7): 857-61

Stutts J.C., Hunter W.W. (1999) Motor vehicle and roadway factors in pedestrian and bicyclist injuries: an examination based on emergency department data. *Accident Analysis & Prevention* 31 (5): 505-14

Subit D., Chabrand P., Masson C., Brunet C. (2004) Behaviour of human knee ligaments : tensile tests in flexion and extension. *12th Int. Conf. on Experimental Mechanics*, Bari (Italy)

T

Takahashi Y., Kikuchi Y., Konosu A. Ishikawa H. (2000) Development and Validation of the Finite Element Analysis for the Human Lower Limb of Pedestrians. *Proc. of the 44th Stapp Car Crash Conf.*, Warrendale PA (USA), paper 2000-01-CS22

Takahashi Y., Kikuchi Y. (2001) Biofidelity of test devices and validity of injury criteria for evaluating knee injuries to pedestrians. *Proc. of the 17th Int. Tech. Conf. of the Enhanced Safety of Vehicles*, Amsterdam (The Netherlands)

TARN Trauma Audit & Research Network (2005) Brief Introduction to Injury Coding. <https://www.tarn.ac.uk/Content.aspx?c=72> accessed 25 October 2005

Terensiński G., Madro R. (2001a) Ankle joint injuries as a reconstruction parameter in car-to-pedestrian accidents. *Forensic Science International* 118 (1): 64-73

Terensiński G., Madro R. (2001b) Knee joint injuries as a reconstructive factors in car-to-pedestrian accidents. *Forensic Science International* 124 (1): 74-82

Terensiński G., Madro R. (2002) Evidential value of injuries useful for reconstruction of the pedestrian-vehicle location at the moment of collision. *Forensic Science International* 128 (3): 127-35

Thollon L., Arnoux P.J. Kayvantash K., Cavallero C., Brunet C. (2002) From dummy criteria to injury evaluation using Humos Radioss finite element model. *Proc. of the Int. IRCOBI Conf., Munich (Germany)*

TRL Transport Research Laboratory (2005) Traffic Safety Basic Facts 2004 – Pedestrians. The SafetyNet consortium, http://europa.eu.int/comm/transport/care/studies/doc/safetynet/SN-TRL-1-3-BFS_Pedestrians_022005.pdf accessed 3 November 2005

U

UMRETTE, sous la direction de Laumon B. (2002) Recherches coordonnées sur les traumatismes consécutifs à un accident de la circulation routière, et sur leurs causes et conséquences. Rapport final PREDIT 1996-2000, rapport UMRETTE 0205, INRETS/UCBL

V

Van Rooij L., Bhalla K., Meissner M., Ivarsson J., Crandall J., Longhitano D., Takahashi Y., Dokko Y., Kikuchi Y. (2002) Pedestrian crash reconstruction using multi-body modeling with geometrically detailed, validated vehicle models and advanced pedestrian injury criteria. *Proc. of the 18th Int. Tech. Conf. of the Enhanced Safety of Vehicles, Nagoya (Japan)*

Van Rooij L., Meissner M., Bhalla K., Crandall J., Longhitano D., Takahashi Y., Dokko Y., Kikuchi Y. (2003) The evaluation of the kinematics of the MADYMO human pedestrian model against experimental tests and the influence of a more biofidelic knee joint. *Conf. of the 5th Madymo Users Meeting of the Americas, Troy MI (USA)*

W

Wirtz D.C., Schiffers N., Pandorf T., Radermacher K., Weichert D., Forst R. (2000) Critical evaluation of known bone material to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur. *Journal of Biomechanics* 33 (10): 1325-30

Wismans J. (2004) chapter 5 Design Tools: Human Body Modeling in *Vehicle Crashworthiness and Occupant Protection*. American Iron and Steel Institute, Southfield MI (USA)

Wittek, A., Ishikawa, H., Matsui, Y., Konosu, A. (2000) Validation and Parameter Study of a Multi-Body Model for Simulation of Knee Joint Responses in Lateral Impacts Representing Car-Pedestrian Accidents: Influences of Ligament Properties and Boundary Conditions on Model Responses. *Proc. of the Int. IRCOBI Conf., Montpellier (France)*: 85-99

Woo S.L.Y., Fox R.J., Sakane M., Livesay G.A., Rudy T.W., Fu F.H. (1998) Biomechanics of the ACL: Measurements of in situ force in the ACL and knee kinematics. *The Knee* 5 (4): 267-88

Wykowski E., Sinnhuber R., Appel H. (1998) Finite element model of human lower extremities in a frontal impact. Proc. of the Int. IRCOBI Conf., Göteborg (Sweden): 101-16

Y

Yamada H. (1970) Strength of Biological Materials, Williams & Wilkins Company, Baltimore

Yang J.K., Rzymkowski C., Kajzer J. (1993) Development and Validation of a Mathematical Leg Model. Proc. of the Int. IRCOBI Conf., Eindhoven (The Netherlands): 175-86

Yang J., Kajzer J., Cavallero C., Bonnoit J. (1995) Computer Simulation of Shearing and Bending Response of the Knee Joint to a Lateral Impact. Conf. of the 39th Stapp Car Crash Conf., Warrendale PA (USA), Paper 952727: 251-64

Yang J.K., Wittek A., Kajzer J. (1996) Finite Element model of the human lower extremity skeleton system in a lateral impact. Conf. of the Int. IRCOBI Conf., Dublin (Ireland): 377-88

Yang J. K., Lövsund P. (1997) Development and Validation of a Human-Body Mathematical Model for Simulation of Car-Pedestrian Collisions. Proc. of the Int. IRCOBI Conf., Hanover (Germany): 133-49

Yang J. (2002) Review of Injury Biomechanics in Car-Pedestrian Collisions. Report to European Passive Safety Network, Crash Safety Division, Chalmers, University of Göteborg

Yoshida, S., Matsuhashi, T., Matsukoa, Y. (1998) Simulation of car-pedestrian accident for evaluate car structure. Proc. of the 26th Int. Tech. Conf. on the Enhanced Safety of Vehicles, Windsor (Canada): 1244-48

Yukawa N., Kojimahara M., Green M.A., Saito T., Osawa M., Takeichi S. (1997) A Messerer fracture. Forensic Science International 88 (3): 231-32

Z

Zhang L., Hardy W., Omori K., Yang K.H., King A.I. (2001) Recent advances in brain injury research: A new model and new experimental data. Proc. of the ASME Bioengineering Conf., Snowbird UT (USA): 833-34

Annexes

TABLE DES ANNEXES

<i>Annexe 1 : Terminologie et plans d'anatomie</i>	167
<i>Annexe 2 : Données statistiques sur les accidents des piétons et des cyclistes</i>	169
<i>Annexe 3 : Système international de classification des blessures : l'A.I.S.....</i>	175
<i>Annexe 4 : Lois de matériaux utilisées dans le modèle LLMS.....</i>	177
<i>Annexe 5 : Procédure de calcul du logiciel Radioss.....</i>	181
<i>Annexe 6 : Mesure du cisaillement et de la flexion du genou dans les simulations.....</i>	183

Annexe 1 : Terminologie et plans d'anatomie

Trois plans orthogonaux sont utilisés pour définir les vues des représentations anatomiques. Les différents schémas exposés par la suite suivront les vues définies sur la *figure 1.1*.

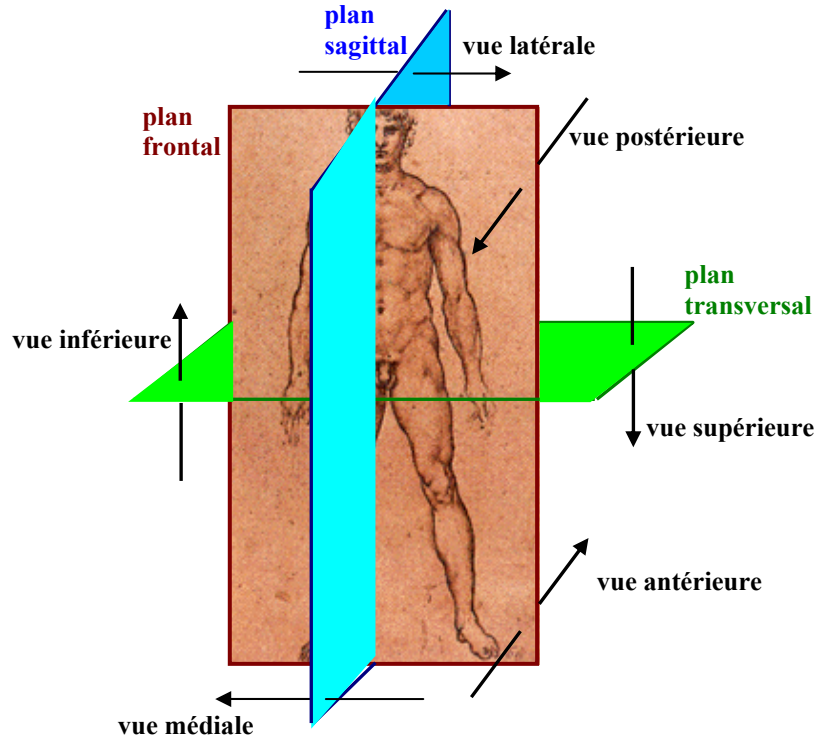


Figure 1.1 : Vues classiques utilisées en anatomie suivant les plans de référence

Cette terminologie est également utilisée pour définir les zones des segments corporels et, en particulier, des os. Elle est illustrée sur la figure 1.2. On parlera donc des parties médiale et latérale pour désigner respectivement les structures les plus proches et les plus éloignées de l'axe médiosagittal du corps. De la même façon, la partie antérieure (respectivement postérieure) désigne, dans la position anatomique, une structure située en avant (respectivement en arrière) du corps. On utilise enfin les adjectifs distal et proximal pour qualifier la partie respectivement la plus éloignée et la plus proche par rapport à la racine du membre considéré. La structure osseuse est divisée en trois parties : l'épiphyse constituant l'extrémité des os longs, la diaphyse, partie allongée et cylindrique, formant le corps de ces os et la métaphyse qui relie la diaphyse à l'épiphyse. L'ensemble de cette terminologie est illustré sur la figure 1.2.

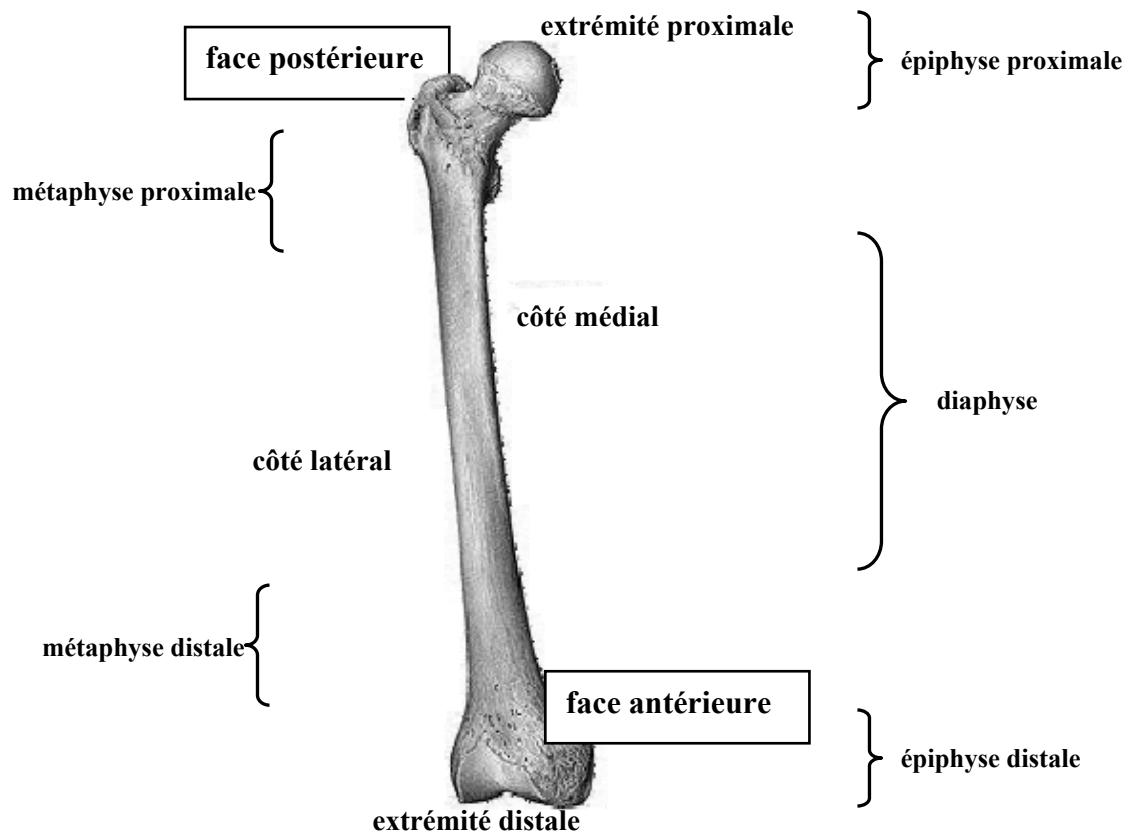
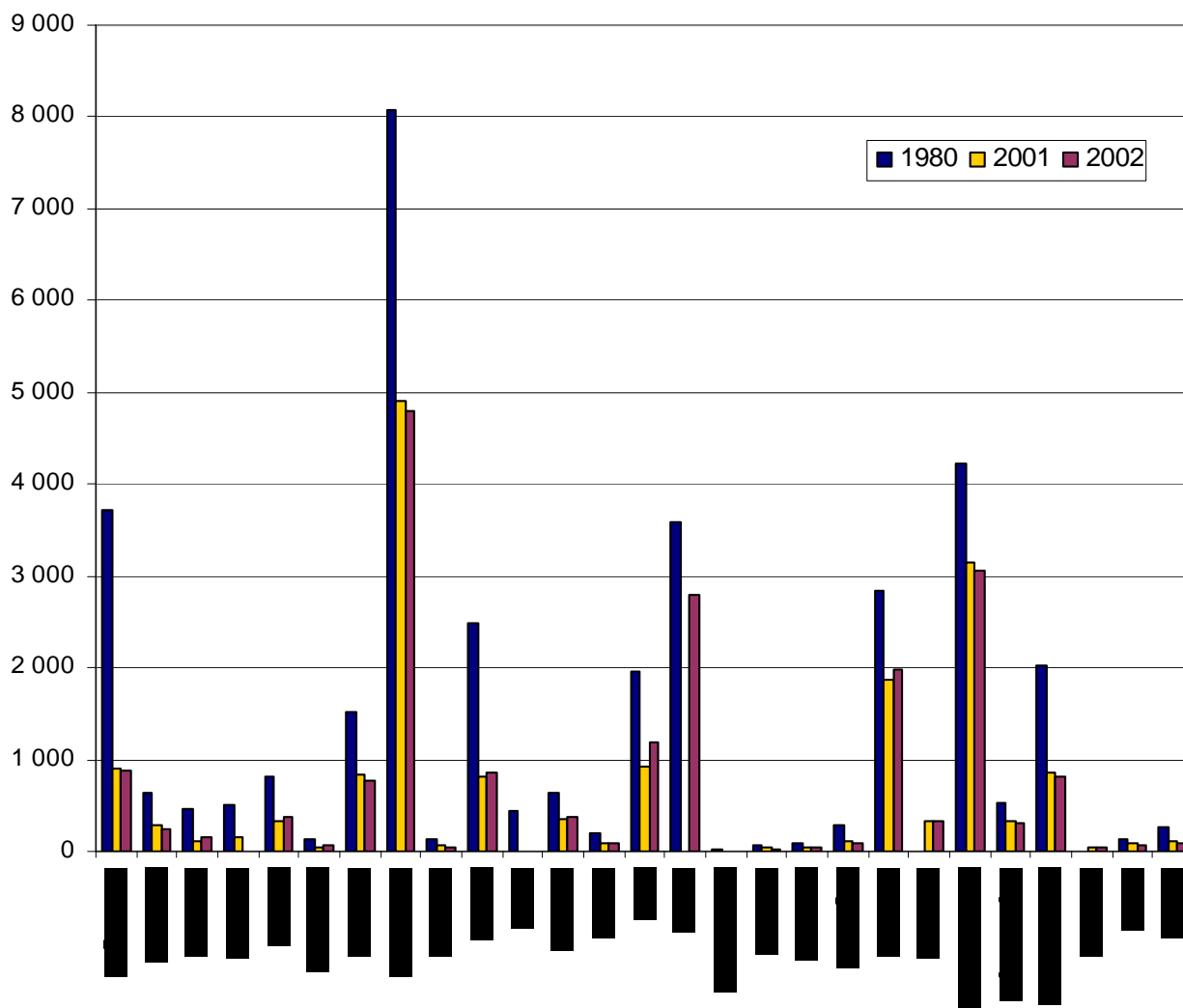


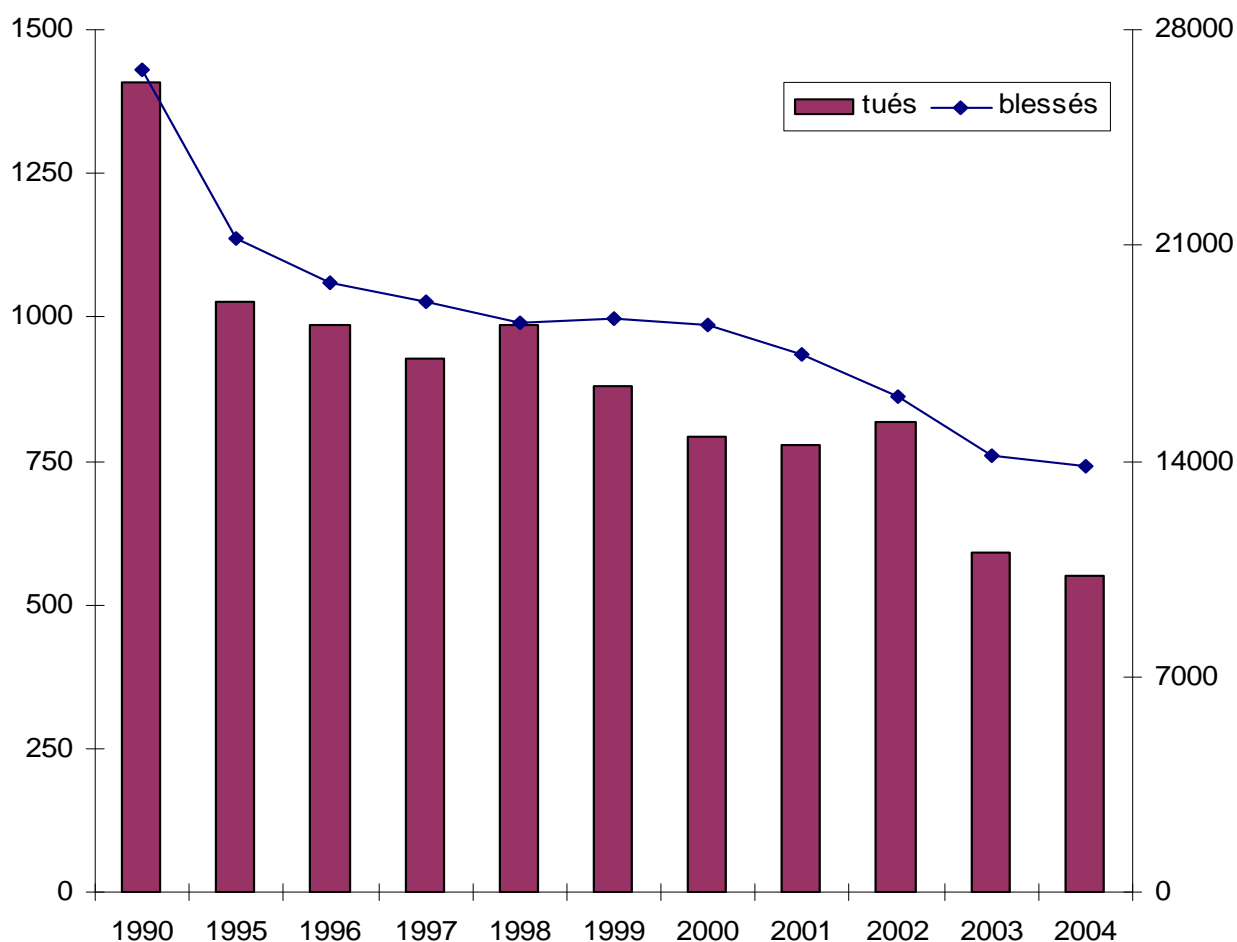
Figure 1.2 : Os long (fémur) illustrant la terminologie classiquement employée en anatomie

Annexe 2 : Données statistiques sur les accidents des piétons et des cyclistes

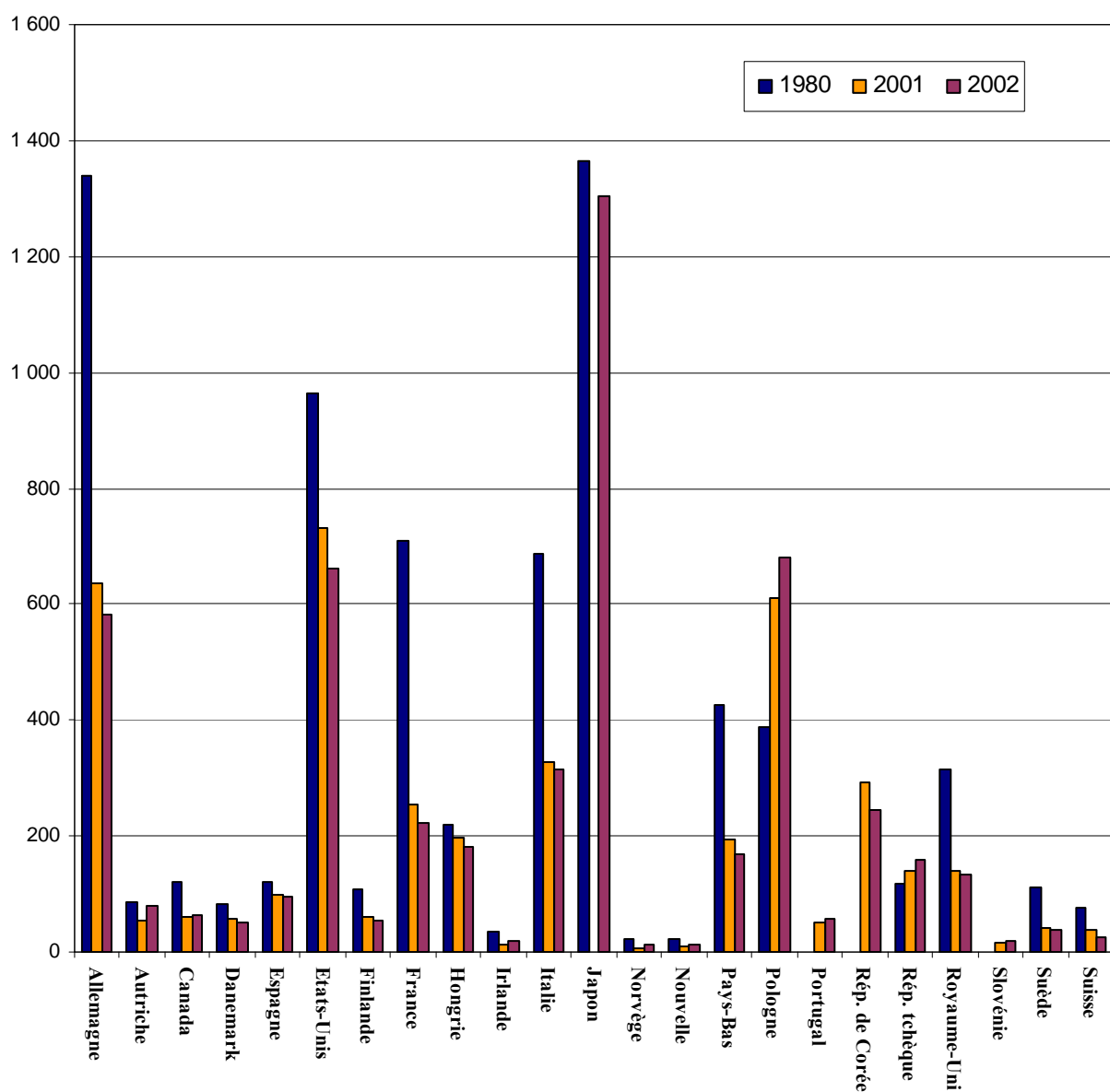


Graph 2.1 : Nombre de piétons tués à trente jours pour différents pays et trois années (1980, 2002 et 2003) d'après les données de la BICAR (BICAR 2005)

En France, les tués sur les routes sont les victimes décédées au cours d'un accident ou dans les six jours suivants. La plupart des pays européens se conforment à la convention de Vienne (1968) qui préconise d'étendre le délai à trente jours. Ainsi, pour être comparés avec les données accidentologiques des autres pays européens, les chiffres français des tués sur les routes doivent être multipliés par un facteur correctif (1,057).



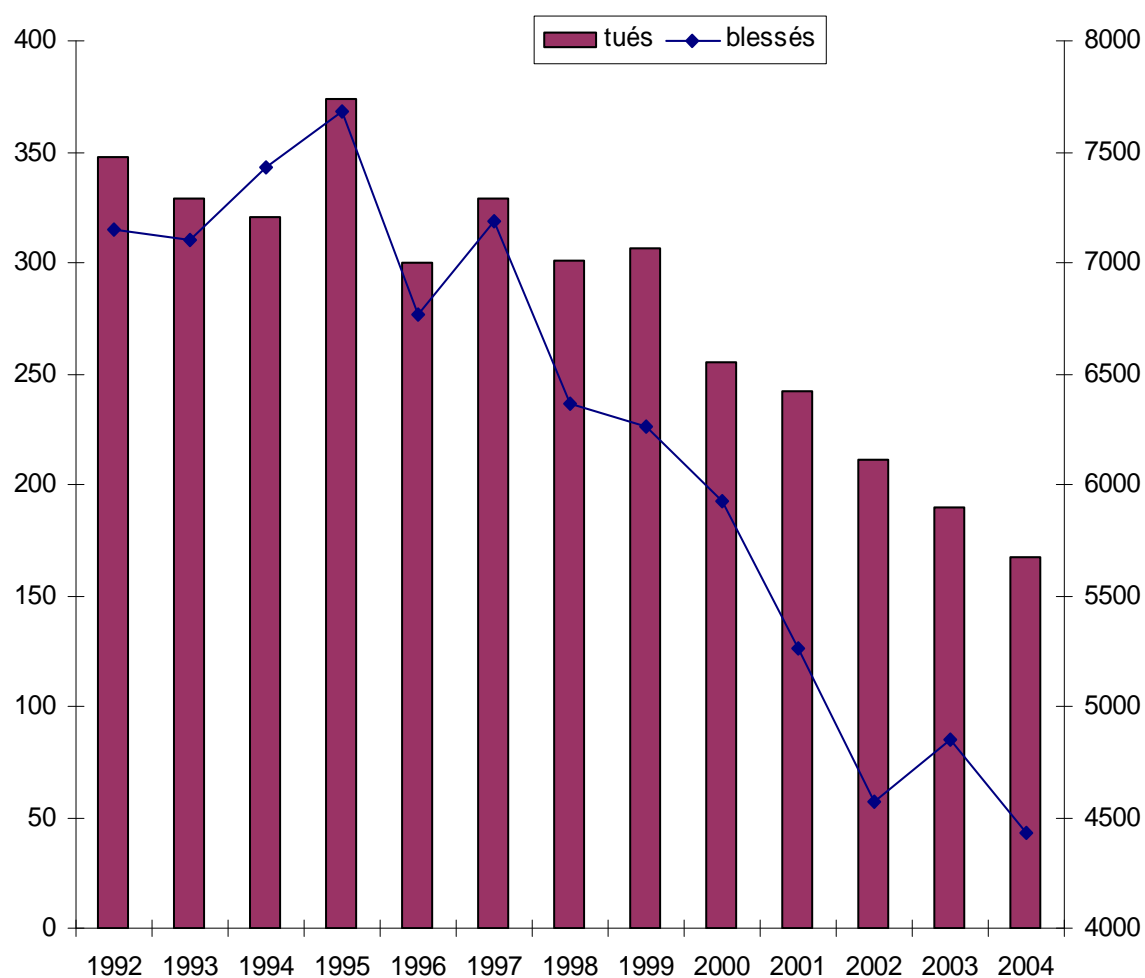
Graph 2.2. : Victimes piétons tués et blessés en France entre 1990 et 2004 (source : ONISR)



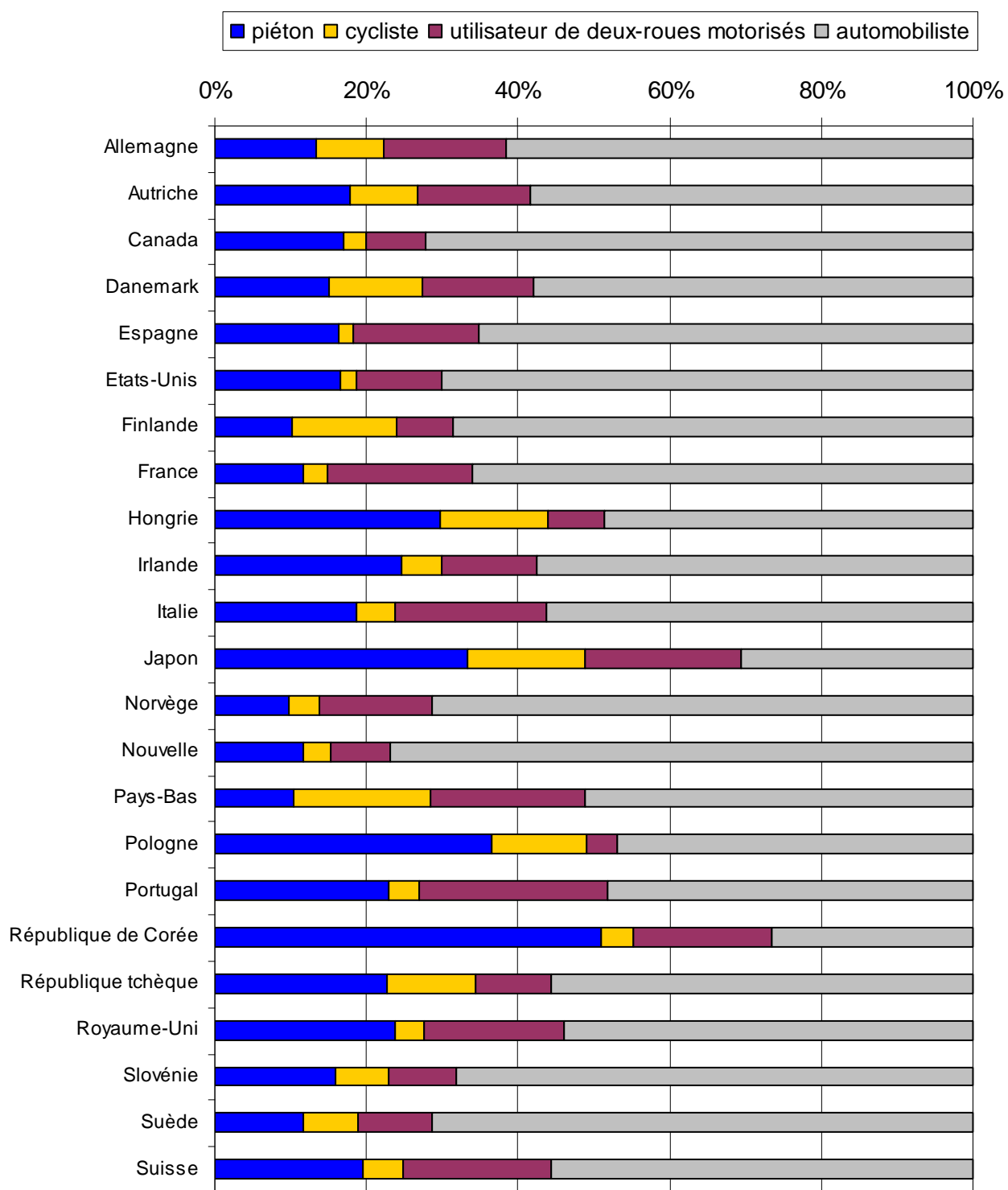
Graph 2.3 : Nombre de cyclistes tués à trente jours pour différents pays et trois années (1980, 2002 et 2003) d'après les données de la BICAR. (BICAR 2005)

Nombre de tués

Nombre de blessés



Graphique 2.4 : Victimes cyclistes tués (à six jours) et blessés en France entre 1992 et 2004 (source : ONISR)



Graphe 2.5 : Répartition des victimes tuées sur la route suivant la catégorie d'usager (source : BICAR, année 2002) pour différents pays (BICAR 2005)

Annexe 3 : Système international de classification des blessure : l'A.I.S.

Un système de classification des blessures s'est révélé nécessaire afin d'harmoniser, à l'échelle internationale, l'évaluation des lésions rencontrées pour chaque région corporelle suivant son niveau de gravité. Pour cela, l'American Association of Automotive Medicine (Illinois, USA) a proposé en 1971 une échelle abrégée des blessures (ou Abbreviated Injury Scale AIS) dédiée à l'origine aux seules victimes de la circulation. Depuis sa création, l'AIS a fait l'objet de six révisions, la dernière en date est la révision de 1990.

L'AIS se présente suivant une échelle de six valeurs, allant de 1 (mineure) à 6 (mortelle), en fonction de la gravité de la blessure. La classification complète est donnée dans le tableau 2.1. Plutôt qu'une évaluation exhaustive de la sévérité d'une blessure, cette classification doit être perçue comme la chance de survie d'une personne ayant subi la dite blessure. Les complications d'une blessure (telles les infections) et ses conséquences (handicap voire mort) ne sont pas codifiées dans l'AIS. Ce n'est donc pas *stricto sensu* une "échelle des blessures" d'autant que la différence entre les AIS 1 et 2 n'est pas la même qu'entre les AIS 4 et 5.

degré de sévérité	codification AIS
blessure mineure	1
blessure modérée	2
blessure sérieuse	3
blessure sévère	4
blessure critique	5
blessure mortelle	6

Tableau 2.1 : Classification de la sévérité des blessures suivant la codification AIS

Notons qu'en plus de l'échelle 1 à 6, une codification supplémentaire est utilisée pour identifier la zone corporelle endommagée. Elle se présente sous la forme d'une série de chiffres dont le premier désigne le segment corporel (1 pour la tête, 2 pour le visage, ..., 8 pour le membre pelvien et 9 pour les brûlures et autres lésions externes), le second le type de structure (os, ligament), les suivants la structure anatomique précise (pour le membre pelvien, le fémur est codé par le nombre 18) et enfin l'endroit précis de la blessure (pour le fémur, la diaphyse est codée par le numéro 14). Ce premier codage identifie précisément le lieu où se situe la blessure, il est suivi du niveau de sévérité (par exemple .2 pour un AIS 2). Ainsi, à titre d'exemple, une fracture de la diaphyse fémorale d'AIS 3 sera codée 851814.3 d'après la nomenclature précédente (TARN 2005). Cette dernière est présentée en détails par l'AAAM (AAAM 2001).

Pour les accidents routiers, Miller et al. ont présenté une relation associant le taux et la durée d'hospitalisation au niveau AIS (Miller 1989 cité par Goulet 1998). Cette relation est montrée dans le tableau 2.2. À l'exception du plus haut niveau de gravité (lésions mortelles), la durée d'hospitalisation est proportionnelle à la sévérité de la lésion quantifiée en AIS. Les traumatismes les plus sévères peuvent considérablement réduire l'espérance de vie. Pour les traumatismes de la circulation, une blessure classée en AIS 5 entraîne en moyenne une perte de sept ans de vie (Hartunian 1980 cité par Goulet 1998).

Notons enfin que pour une victime présentant plusieurs lésions, on parlera de MAIS pour désigner le plus grand AIS (Maximum AIS) parmi toutes les blessures de la victime.

sévérité (AIS)	taux d'hospitalisation (%)	durée moyenne d'hospitalisation (jours)
1	3	3
2	36	6
3	75	13
4	97	19
5	100	47
6	16	6

Tableau 2.2 : Taux et durée moyenne d'hospitalisation suivant la sévérité AIS de la blessure (Miller 1989 cité par Goulet 1998)

Annexe 4 : Lois de matériau utilisées dans le modèle LLMS

Dans le modèle LLMS, trois types de lois ont été utilisées pour caractériser les matériaux biologiques du membre pelvien : élastique, élasto-plastique et visco-élastique. Nous allons décrire le comportement de chacune de ces lois en utilisant les définitions et la terminologie spécifiques au logiciel Radioss utilisé dans nos simulations (Loic 1999).

3.1. Loi élastique

Les matériaux élastiques sont supposés linéaires et isotropes. La détermination de deux paramètres (tels les coefficients de Lamé) suffit à définir complètement une telle loi. Avec le logiciel Radioss, il s'agit du module d'Young E et du coefficient de Poisson ν . L'allure de la courbe contraintes/déformations est donnée ci-dessous. Un matériau ainsi défini reste toujours dans le domaine élastique : toute déformation est réversible et, quel qu'ait pu être le niveau de contraintes subi, le matériau revient toujours dans un même état initial.

3.2. Loi élasto-plastique

Cette loi caractérise un matériau qui présente un comportement similaire à la loi précédente. Mais, lorsque un certain niveau de contrainte est atteint, ce matériau subit des déformations irréversibles (plastiques). Dans le modèle LLMS, les matériaux élasto-plastiques sont décrits par la loi de Johnson-Cook. Dans le domaine plastique, la contrainte est reliée à la déformation, à la déformation plastique et également à la température suivant la relation présentée ci-dessous.

$$\sigma = \left(a + b \varepsilon_p^n \right) \left(1 + c \ln \frac{\dot{\varepsilon}}{\dot{\varepsilon}_0} \right) \left(1 - T^{*m} \right) \quad (1)$$

avec σ : contraintes

a : limite élastique

b et n : coefficient et exposant d'écrouissage

ε_p : déformation plastique

c : coefficient du taux de déformation

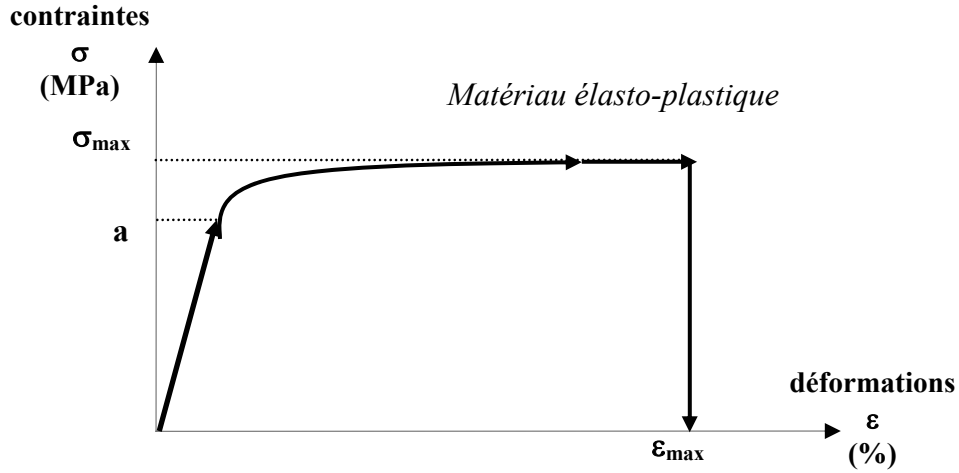
$\dot{\varepsilon}$ et $\dot{\varepsilon}_0$: taux de déformation et taux de déformation de référence

et $T^{*m} = \frac{T - 298}{T_{\text{melt}} - 298}$ où T_{melt} est la température de fusion

Dans le cas du modèle LLMS, par simplification, les dépendances à la température et au taux de déformation n'ont pas été conservées ($c = 0$ et $T^{*m} = 0$). La relation (1) se ramène alors à :

$$\sigma = \left(a + b \varepsilon_p^n \right) \quad (2)$$

Ainsi, la courbe contraintes/déformations est montrée sur le graphe 3.1. Dans le domaine élastique ($\sigma < a$), nous retrouvons le comportement de la loi précédente. Dans le domaine plastique, la courbe suit la relation (2). Avec cette loi, la rupture se produit lorsque la déformation plastique de l'élément dépasse la déformation maximale (ε_{max}). Si c'est un élément coque, il est supprimé. S'il s'agit d'un élément volumique, il n'est pas supprimé mais la partie déviatorique du tenseur de contraintes devient nulle.



Graph 3.1 : Allure générale de la courbe contraintes/déformations d'un matériau élasto-plastique

3.3 Loi visco-élastique

Le comportement des matériaux visco-élastiques suit la loi de Poynting-Thomson dont le modèle rhéologique est présenté ci-dessous. Il se compose d'un ressort et d'un amortisseur en parallèle, mis en série avec un ressort (cf. figure 3.1).

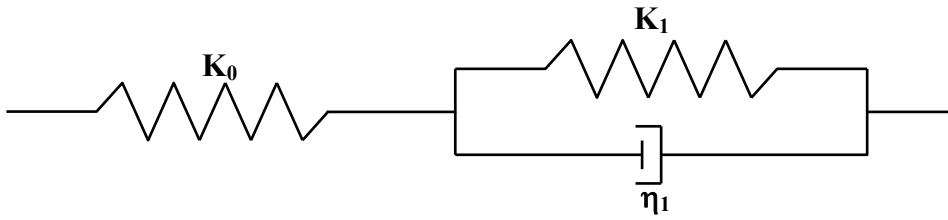


Figure 3.1 : Représentation du modèle Poynting-Thomson pour la loi visco-plastique

D'une façon générale, la relation contraintes/déformations s'écrit donc :

$$\left(1 + \frac{K_1}{K_0}\right)\sigma + \frac{\eta_1}{K_0}\dot{\sigma} = K_1\varepsilon + \eta_1\dot{\varepsilon} \quad (3)$$

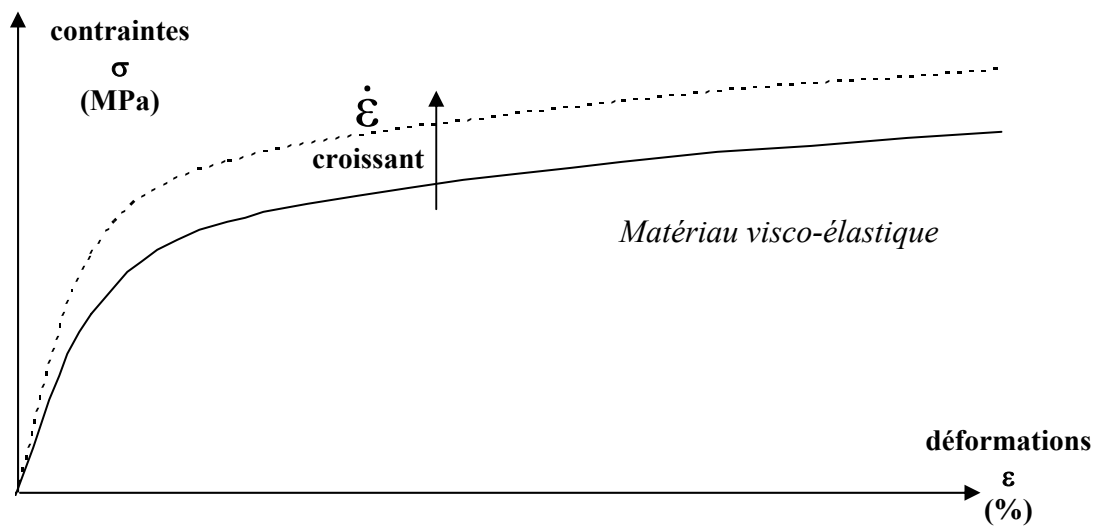
Dans Radioss, la viscosité est définie par les équations de Navier. Cette relation est alors définie en fonction de E et E_t , le module d'Young et le module tangent, de ν et ν_t , le coefficient de Poisson et le coefficient tangent, ainsi que les constantes de Navier (Loic 1999). Jundt, à partir de la formulation générale, identifie K_0 comme la composante élastique initiale et K_1 comme la composante élastique tangente (Jundt 2003). Les rigidités des ressorts et le coefficient de viscosité s'écrivent alors :

$$K_1 = K = \frac{E}{1 - 2\nu} \quad K_2 = K_t = \frac{E_t}{1 - 2\nu_t} \quad \eta_1 = \eta \quad (4)$$

Et la relation (3) devient :

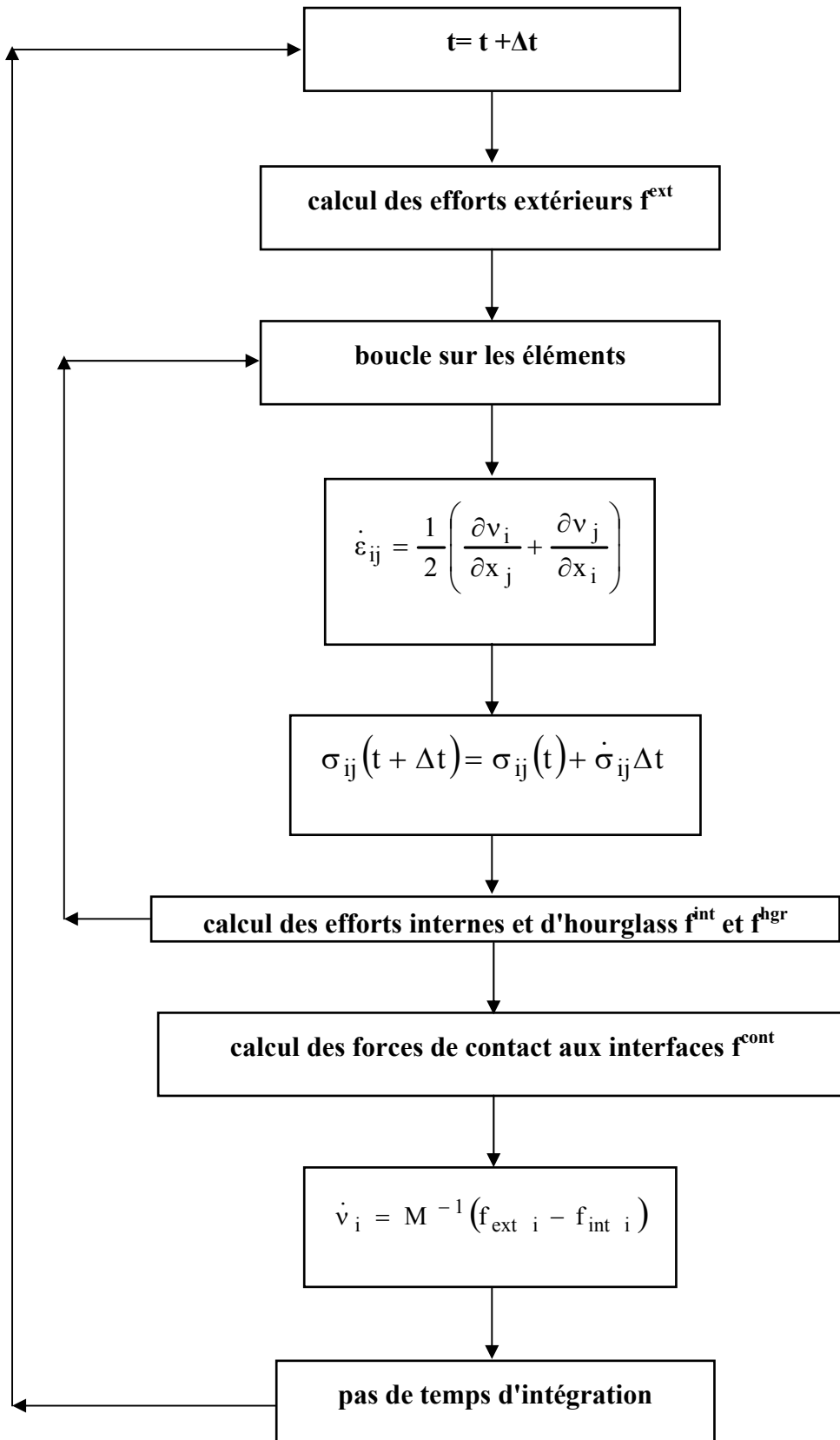
$$\dot{\sigma} = K\dot{\varepsilon} - \left(\frac{K + K_t}{\eta}\sigma\right) + \frac{K.K_t}{\eta}\varepsilon \quad (5)$$

Ainsi, dans Radioss, la loi est explicitée lorsque l'on connaît les modules et modules tangents ainsi que le coefficient de viscosité. La courbe contraintes/déformations est montrée sur le graphe 3.2. Cette loi ne permet pas de prendre en compte la rupture des éléments.



Graphe 3.2 : Allure générale de la courbe contraintes/déformations d'un matériau visco-élastique

Annexe 5: Procédure de calcul du logiciel Radioss



Annexe 6 : Mesure du cisaillement et de la flexion dans les simulations

Afin de quantifier les mécanismes de blessure prépondérants dans les impacts latéraux sur le membre pelvien, le déplacement et l'angle de flexion latérale sont mesurés sur l'articulation du genou. Il s'agit en fait de calculer la translation latéro-médiale et la rotation dans le plan frontal du tibia relativement au fémur.

Nous nous sommes inspiré de la méthode employée pour évaluer ces paramètres sur les films en cinématographie rapide lors d'expérimentations. Dans le plan frontal du membre pelvien, les axes longitudinaux du tibia et du fémur sont repérés grâce à des points caractéristiques sur ces deux os. À chaque pas de temps, l'angle entre les deux principaux axes est relevé afin que soit estimée la flexion latérale. Le déplacement relatif d'un point du plateau tibial par rapport à un point des condyles fémoraux permet de mesurer le cisaillement. La procédure est illustrée sur la figure 5.1. Elle a été automatisée grâce aux post-processeurs du logiciel Radioss de manière à fournir, pour chaque simulation, les évolutions temporelles du cisaillement et de la flexion.

Dans le cas où le genou est fléchi à 90°, l'axe fémoral est pris sur la face inférieure des condyles.

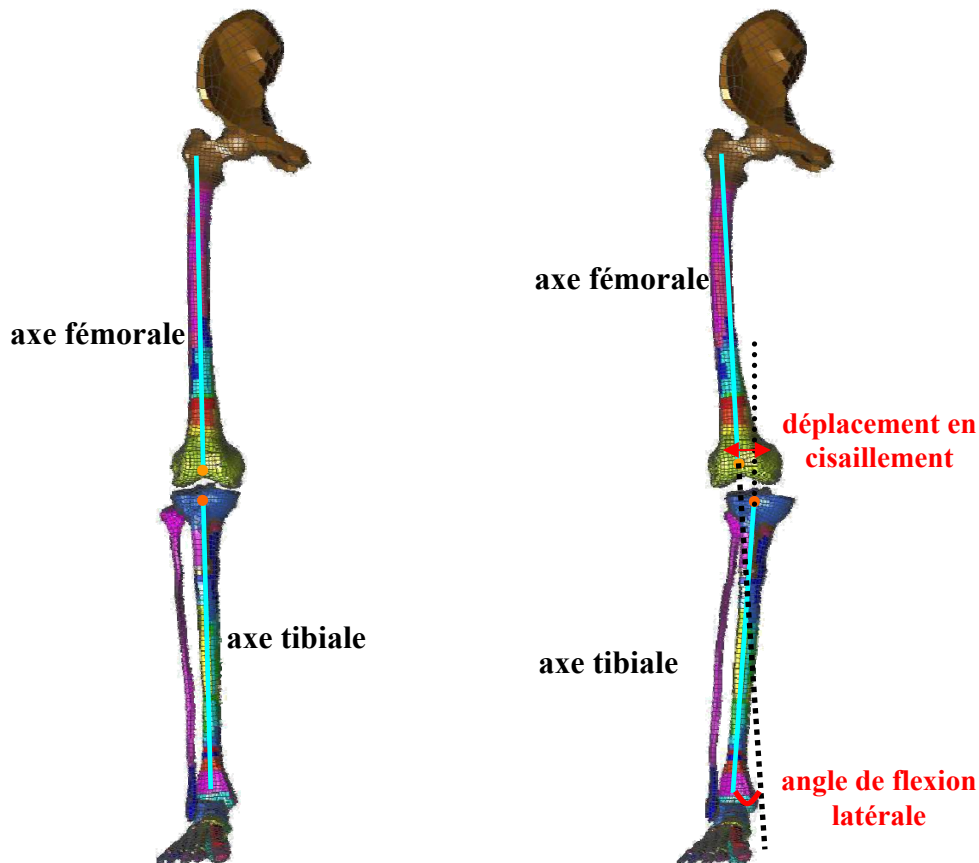


Figure 5.1 : Mesure du déplacement en cisaillement et de l'angle de flexion latérale dans les simulations

RESUME / ABSTRACT

Ce travail s'est intéressé à la réponse du membre pelvien, l'une des premières parties corporelles touchées, dans des configurations d'impact impliquant l'utilisateur vulnérable non motorisé (piétons et cyclistes). Un modèle éléments finis biofidèle du membre pelvien (modèle LLMS) a été utilisé pour reproduire, dans un premier temps, des essais fractionnés (impacts latéraux sur la jambe fléchie). Des corrélations entre le modèle et les expérimentations, sur la cinématique, les accélérations et le bilan lésionnel, a permis de vérifier, au moins qualitativement, la cohérence du modèle numérique.

Un impact (cycliste heurté latéralement par un véhicule à 32 km/h), basé sur une expérimentation, a également été reproduit avec le modèle éléments finis. Les résultats numériques, comparés aux données expérimentales, ont montré de bonnes concordances. De nouvelles configurations d'impact (cycliste et piéton) ont été simulées. Ainsi, une étude paramétrique sur le véhicule (géométrie, vitesse) et, le cas échéant, sur le cycliste (vitesse, position) ont mis en évidence les situations les plus défavorables, suivant les lésions, pour l'utilisateur vulnérable considéré.

Les principaux mécanismes de blessure du membre pelvien, le cisaillement et la flexion latérale, ont été quantifiés au niveau du genou. Les différentes configurations d'impact ont permis d'établir, pour ces deux mécanismes, des critères lésionnels. Ainsi, pour une situation d'impact considérée, les niveaux de cisaillement et de flexion latérale au-delà desquels le membre pelvien de l'utilisateur vulnérable est touché ont ainsi pu être évalués.

Mots-clefs : éléments finis, essais expérimentaux, usager vulnérable, mécanismes de blessure, critères de blessure

In accidents implying vulnerable road users, the lower limb is one of the most injured body areas. Therefore, this work is focused on the lower limb response in such impacts. A biofidelic finite element model (LLMS model) was first used to reproduce experimental tests that consisted of lateral impacts on the leg. Computed accelerations, kinematics and injuries were compared against experimental data. Good correlations were showed from a qualitative point of view.

Based on an experimental configuration (lateral impact, car velocity 32 km/h), a car-bicycle impact was then simulated. The computed lower limb response was consistent with the experimental one. New impact configurations were studied for car-bicycle and car-pedestrian impacts. Parameters of the car (velocity, shape) and the posture of the cyclist (knee flexion) were modified to analyse the most critical conditions for vulnerable road users.

The main injury mechanisms (shearing and lateral flexion) of the lower limb in such impact situations were quantified. Injury thresholds were estimated for all the tested configurations. In the present simulated car-bicycle and car-pedestrian impacts, levels of shearing displacement and lateral flexion angle leading to knee injury were evaluated.

Keywords : finite element, experimental tests, vulnerable road user, injury mechanisms, injury thresholds